

VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

Fakulta elektrotechniky
a komunikačních technologií

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

**FAKULTA ELEKTROTECHNIKY
A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ**

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

**DETEKCE KOMPLEXŮ QRS VE VÍCESVODOVÝCH
SIGNÁLECH EKG**

DETECTION OF QRS COMPLEXES IN MULTILEAD ECG SIGNALS

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Barbora Dufková

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

doc. Ing. Jiří Kozumplík, CSc.

BRNO 2020

Bakalářská práce

bakalářský studijní obor **Biomedicínská technika a bioinformatika**

Ústav biomedicínského inženýrství

Studentka: Barbora Dufková

ID: 203181

Ročník: 3

Akademický rok: 2019/20

NÁZEV TÉMATU:

Detekce komplexů QRS ve vícesvodových signálech EKG

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Prostudujte základní principy detekce komplexů QRS v signálech EKG. 2) Navrhněte varianty detekce komplexů QRS využívající různé kombinace vytvořené z trojice pseudoortogonálních svodů z dvanáctisvodového systému 3) Navržené metody detekce realizujte a vyzkoušejte na vybraných signálech EKG. 4) Na signálech knihovny CSE otestujte realizované algoritmy a proveďte statistické vyhodnocení získaných výsledků. 5) Vypracujte studii, ve které shrňte dosažené výsledky a porovnejte použité přístupy s výsledky jiných autorů dosaženými na stejných testovacích datech.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] SORNMO, L., LAGUNA, P.: Bioelectrical Signal Processing in Cardiac and Neurological Applications. Elsevier Academic Press, 2005

[2] Kohler B-U, Hennig C, Orglmeister R. The principles of software QRS detection. IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine 2002; 21, pp. 42-57

Termín zadání: 3.2.2020

Termín odevzdání: 22.5.2020

Vedoucí práce: doc. Ing. Jiří Kozumplík, CSc.

prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D.
předseda oborové rady

UPOZORNĚNÍ:

Autor bakalářské práce nesmí při vytváření bakalářské práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č.40/2009 Sb.

ABSTRAKT

Cílem této práce je seznámit čtenáře se základními metodami detekce QRS komplexů ve vícesvodovém signálu EKG a s možnostmi implementace těchto metod v programu Matlab. V práci jsou nejprve popsány způsoby předzpracování signálu, které vychází z trojice ortogonálních, příp. pseudoortogonálních svodů. Dále jsou zde popsány mnou realizované i některé pokročilejší nerealizované metody. Realizované metody jsou testovány na databázi CSE. Poslední částí práce je porovnání s výsledky jiných autorů, kteří své algoritmy testovali také na CSE databázi.

KLÍČOVÁ SLOVA

EKG, QRS komplex, TKEO, Hilbertova transformace, PCA, prostorová rychlost, pseudoortogonální svody

ABSTRACT

The aim of this thesis is to acquaint the reader with the basic methods of QRS detection in a multilead ECG signals and with the possibilities of implementation of these methods in Matlab. Firstly, the methods of signal preprocessing, which are based on orthogonal and pseudoorthogonal leads, are described. Then there are described some implemented and also some more advanced unrealized methods. The implemented methods are tested on the CSE database. The last part of the work is a comparison with the results of other authors who also tested their algorithms on the CSE database.

KEYWORDS

ECG, QRS complex, TKEO, Hilbert transform, PCA, spatial velocity, pseudoorthogonal leads

DUFKOVÁ, Barbora. *Detekce komplexů QRS ve vícesvodových signálech EKG*. Brno, 2020, 61 s. Bakalářská práce. Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav biomedicínského inženýrství. Vedoucí práce: doc. Ing. Jiří Kozumplík, CSc.

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že svou bakalářskou práci na téma „Detekce komplexů QRS ve vícesvodových signálech EKG“ jsem vypracovala samostatně pod vedením vedoucího bakalářské práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autorka uvedené bakalářské práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této bakalářské práce jsem neporušila autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhla nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a/nebo majetkových a jsem si plně vědoma následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů, včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

Brno

.....

podpis autorky

PODĚKOVÁNÍ

Ráda bych poděkovala vedoucímu mé bakalářské práce panu doc. Ing. Jiřímu Kozumplíkovi, CSc. za odborné vedení, konzultace, trpělivost a podnětné návrhy k práci.

Obsah

Úvod	10
1 Anatomie a fyziologie srdce	11
1.1 Tvorba vzruchu na buněčné úrovni	12
2 EKG	14
2.1 12 svodový systém	14
2.2 Ortogonální svody	17
2.3 EKG křivka	17
2.4 Základní principy detekce komplexů QRS	18
2.5 CSE databáze	20
3 Předzpracování signálu EKG	21
3.1 Kombinace svodů	21
3.2 Metoda hlavních komponent (PCA)	22
3.3 Pásmová propust	24
4 Metody detekce QRS komplexů ve vícesvodovém EKG	28
4.1 Podmínky pro ověření správnosti detekce	28
4.2 Metoda založená na odhadu kvadrátu obálky	31
4.3 Metoda vycházející z odhadu okamžité energie signálu	35
4.4 Metoda vycházející z Hilbertovy transformace	39
4.5 Metoda vycházející z první derivace	42
4.6 Testování na hlavních komponentách	46
5 Shrnutí výsledků a porovnání s výsledky jiných autorů	48
Závěr	51
Literatura	52
Seznam symbolů, veličin a zkratk	55
Seznam příloh	56
A Výsledky detektoru založeného na odhadu kvadrátu obálky	57
B Výsledky detektoru založeného na výpočtu okamžité energie signálu	58

C	Výsledky detektoru založeného na Hilbertově transformaci	59
D	Výsledky detektoru založeného na první derivaci signálu	60
E	Popis realizovaných funkcí	61

Seznam obrázků

1.1	Převodní systém srdeční	12
1.2	Průběh akčního potenciálu u buněk pracovního myokardu (vlevo) a převodního systému srdečního (vpravo) [4]	13
2.1	Bipolární Einthovenovy svody	15
2.2	Goldbergovy unipolární svody	16
2.3	Hrudní svody	16
2.4	EKG křivka	18
3.1	Pseudoortogonální svody, signál č. 117	21
3.2	Metody vytvoření kombinovaného svodu EKG	22
3.3	Hlavní komponenty MO1_117_12	23
3.4	Metody kombinace svodů vytvořených za použití PCA	24
3.5	Burgovo spektrum - modul vektoru prostorového napětí	26
3.6	Burgovo spektrum - modul vektoru prostorové rychlosti	26
3.7	Burgovo spektrum - difference modulu vektoru prostorového napětí . .	27
4.1	Vývojový diagram funkce <i>podminka_QRS</i>	30
4.2	Zpracování signálu MO1_117_12	31
4.3	Detekce QRS komplexů metodou založenou na odhadu kvadrátu obálky	32
4.4	Falešně negativní detekce, signál MO1_007_12	33
4.5	Vývojový diagram - detekce vycházející z odhadu tvaru kvadrátu obálky signálu	34
4.6	Postup zpracování signálu pomocí výpočtu TKEO	36
4.7	Detekce pomocí TKEO, signál MO1_117_12	37
4.8	Detekce pomocí TKEO, signál MO1_088_12	37
4.9	Vývojový diagram detektoru založeného na TKEO	38
4.10	Postup zpracování signálu metodou založenou na Hilbertově transfor- maci	39
4.11	Detekce QRS komplexů u signálu MO1_117_12	40
4.12	Vývojový diagram - Hilbertova transformace	41
4.13	Postup detekce metodou založenou na první derivaci signálu	43
4.14	Detekce QRS komplexů metodou založenou na první derivaci	44
4.15	Vývojový diagram - První derivace signálu	45
4.16	Nesprávná detekce metodou založenou na první derivaci, signál č. 122, použito 5 hlavních komponent	47
5.1	Signál MO1_018_12, metoda založená na první derivaci	49
5.2	Signál MO1_111_12, metoda založená na Hilbertově transformaci . .	50

Seznam tabulek

3.1	Mezní frekvence pro pásmovou propust	25
4.1	Mezní frekvence dolní propusti a práh (násobek průměru signálu) . .	32
4.2	Výsledky detektoru založeného na odhadu kvadrátu obálky	33
4.3	Výsledky detektoru založeného na odhadu kvadrátu obálky po odstranění FN a FP detekcí na konci a začátku signálu	33
4.4	Výsledky detektoru založeného na TKEO	35
4.5	Výsledky detektoru založeného na TKEO po odstranění špatných detekcí na začátku a konci signálu	36
4.6	Výsledky detektoru založeného na Hilbertově transformaci	40
4.7	Výsledky detektoru po odstranění FP a FN na začátku a na konci signálů	40
4.8	Mezní frekvence DP a prahové hodnoty (z průměru signálu)	42
4.9	Výsledky detektoru založeného na první derivaci	43
4.10	Výsledky detektoru založeného na první derivaci	44
4.11	Výsledky testování na prvních 3 hlavních komponentech	46
4.12	Výsledky testování na prvních 5 hlavních komponentech	46
5.1	Nejlepší výsledky pro každou z metod za použití pseudoortogonálních svodů	48
5.2	Výsledky detekce QRS komplexů jiných autorů na databázi CSE [19]	50

Úvod

EKG je základní metoda měření elektrické aktivity srdce, která vzniká postupnou depolarizací a repolarizací buněk myokardu během srdečního cyklu. Elektrokardiogram je záznamem této elektrické aktivity a je snímán pomocí elektrod, nejčastěji neinvazivně z povrchu lidského těla, ale je možné i jeho snímání intrakardiální či transezofageální, tedy pomocí elektrod umístěných na stěně jícnu.

Zaznamenaná křivka se následně analyzuje a dají se z ní rozpoznat různé patologické stavy srdce, které se projevují nesprávným vedením elektrického vzruchu myokardem. Pro určení diagnózy u pacienta s kardiovaskulárním onemocněním je tedy klíčové správné rozměření EKG signálu, a to se dnes již často děje pomocí různých algoritmů automatizovaně. Detekce komplexů QRS je důležitou a také problematickou součástí tohoto rozměření.

Cílem této práce je vysvětlit základní metody detekce QRS komplexů a následná realizace některých z těchto metod. Prakticky se tato práce zabývá realizací detektorů QRS komplexů založených na umocnění filtrovaného signálu, odhadu okamžité energie signálu, Hilbertově transformaci a na první derivaci signálu. Programování detektorů bude realizováno v prostředí MATLAB, verze R2019b. Následně tyto detektory budou aplikovány na CSE databázi, která obsahuje 125 signálů EKG, všechny o vzorkovací frekvenci 500 Hz a délce trvání 10 s. Testování algoritmů poté proběhne na hlavních komponentách signálů CSE databáze. Posledním cílem této práce je statistické vyhodnocení dosažených výsledků a jejich porovnání s výsledky jiných autorů.

1 Anatomie a fyziologie srdce

Srdce je orgán nezbytný pro přežití organismu. Slouží jako pumpa, která čerpá odkysličenou krev do plicního oběhu, kde dochází k jejímu okysličení, a následně tuto okysličenou krev žene do celého těla, a tím zásobuje tkáň kyslíkem.

Stěny jsou tvořeny příčně pruhovanou srdeční svalovinou zvanou myokard, která se dělí dle histologické struktury a funkce na svalovinu vodivou a pracovní. Srdeční cyklus myokardu je zajištěn rytmickým střídáním systoly (stahu) a diastoly (relaxace). Tyto fáze jsou důsledkem elektrických změn na membráně buněk. Kontrakce síní a komor jsou vytvářeny převodním systémem srdečním. Jedná se o specializovaný typ svalové tkáně, která je schopna generovat vzruchy.

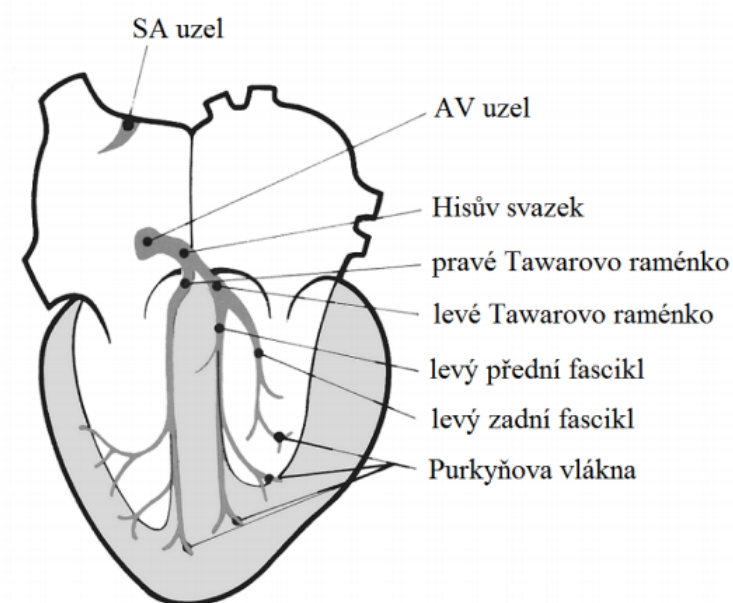
Fyziologicky tyto elektrické impulzy vznikají asi 70krát za minutu v SA uzlu, který se nachází v blízkosti ústí horní duté žíly do pravé síně. Tento útvar se také nazývá primární centrum srdeční automacie nebo též pacemaker (udavatel rytmu). Následně se šíří přes svalová vlákna síní do atrioventrikulárního uzlu, který v případě poškození SA uzlu nahrazuje jeho funkci a sám generuje impulzy, pouze s menší frekvencí (40 – 55krát za minutu). Fyziologicky zde dochází ke snížení rychlosti šíření vzruchu, čímž se zabezpečuje jeho převod na myokard komor až po ukončení systoly síní a tím efektivní pumpování krve do oběhu. Další částí této vodivé tkáně je Hisův svazek, který se nachází v mezikomorové vazivové přepážce. Zde je rychlost šíření vzruchu nejmenší. Svazek se následně dělí do dvou Tawarových ramének a poté do Purkyňových vláken, která impulz vedou až do srdečního hrotu.

Vzruchy se z převodního systému převádí na buňky pracovního myokardu mechanismem excitačně-kontrakčního spojení. Buňky na každou depolarizaci reagují kontrakcí (systolou) a na každou následnou repolarizaci relaxací (diastolou). Tyto fáze jsou charakteristické změnami tlaku a objemu v komorách.

První fází srdečního cyklu je plnicí fáze, kdy se komory plní krví. Zahrnuje systolu síní a diastolu komor. Na základě tlakového gradientu se otevrou cípaté chlopně a komory se rychle plní krví, která se akumulovala v síních, ale tlak v komorách se téměř nezvyšuje, protože svalovina komor je stále relaxovaná. Poté, co se komory částečně zaplní, následuje fáze pomalého plnění, kdy krev teče do komor pomaleji v důsledku sníženého tlakového gradientu. Následuje systola síní, během které dojde k vypuzení krve do komor za zvýšeného tlaku v síních.

Další fází je izovolumická kontrakce, tedy systola komor, jejímž důsledkem je vzestup tlaku uvnitř komor, který převýší tlak v síních. Tento tlakový gradient způsobí uzavření cípatých chlopní, které tak zamezí zpětnému toku krve. V důsledku pokračující kontrakce dochází k dalšímu zvyšování tlaku za stálého objemu krve v komorách. Jakmile tento tlak převýší v levé komoře tlak v aortě a v pravé komoře tlak v plicním kmenu, dojde k otevření semilunárních chlopní a krev je z komor

vypuzována po tlakovém gradientu. Tato fáze se nazývá fáze ejekční. Následuje fáze izovolumické relaxace, kdy po poklesu tlaku v komorách a nárůstu tlaku ve velkých cévách se uzavřou semilunární chlopně. Svalovina komor v této fázi relaxuje a krev se akumuluje v síních. Jakmile nitrokomorový tlak klesne pod hodnotu tlaku v síních, nastává fáze rychlého plnění.[11] [14]



Obr. 1.1: Převodní systém srdeční

[18]

1.1 Tvorba vzruchu na buněčné úrovni

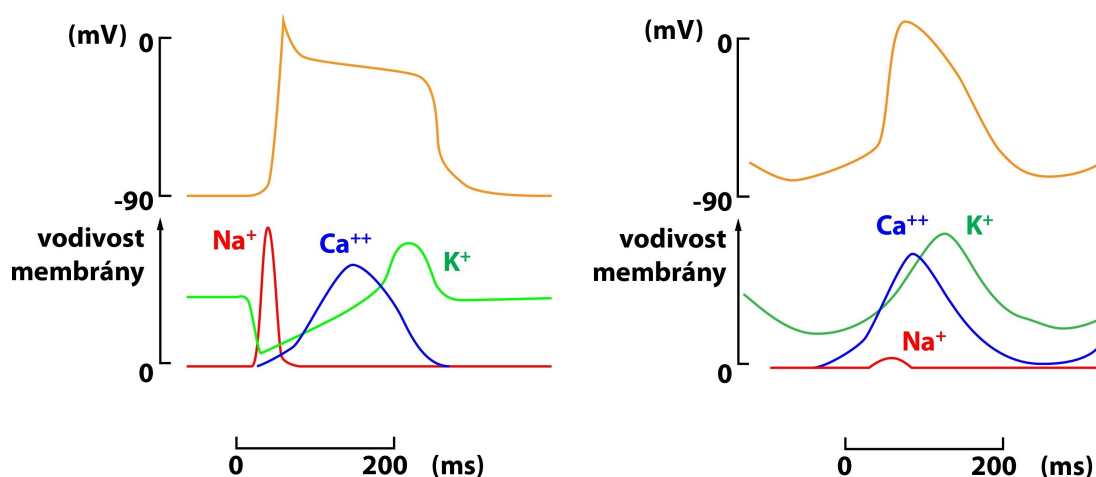
Kardiomyocyty se dělí na pracovní a převodní. Převodní buňky slouží k tvorbě a převodu akčních potenciálů na pracovní myokard, ale i buňky pracovního myokardu jsou v nefyziologických podmínkách schopny spontánně tvořit vzruchy. Membránové napětí buněk myokardu je závislé na vodivosti membrány pro ionty. V klidovém stavu jsou ionty nerovnoměrně zastoupeny na vnitřní a vnější straně membrány. Jedná se především o ionty draslíku, sodíku a vápenaté ionty. K ustálenému stavu přispívá činnost Na/K pumpy, která transportuje sodné ionty z buňky a draselné ionty do buňky proti jejich koncentračnímu gradientu a také přítomnost aniontů bílkovin uvnitř buňky.

V ustáleném stavu je membránové napětí pracovních kardiomyocytů asi -90 mV. Při vychýlení tohoto rovnovážného napětí příchozím stimulem na prahovou hodnotu -65 mV se otevřou rychlé napětově řízené sodíkové kanály, které způsobí tok sodných

iontů do buňky a tím její rychlou depolarizaci. Následuje otevření napěťových vápenatých kanálů a pomalý tok těchto iontů do buňky a současně draselné ionty z buňky unikají. Tato fáze se nazývá fáze plató a trvá asi 200 ms. Končí uzavřením vápenatých kanálů. Draselné ionty dále unikají z buňky a způsobí repolarizaci membrány. Jakmile hodnota membránového napětí klesne na hodnotu klidového membránového potenciálu, uzavřou se i draselné kanály a membrána je repolarizovaná a připravena na další depolarizaci.

Díky fázi plató zůstávají pracovní myocyty déle kontrahované než buňky kosterního svalstva. Od začátku depolarizace do asi dvou třetin repolarizace probíhá tzv. absolutní refrakterní fáze, tedy doba, ve které je buňka absolutně nedráždivá, není schopna další depolarizace po jakkoli intenzivním stimulu. Konečný úsek repolarizace se nazývá relativní refrakterní fáze, ve které lze depolarizaci vyvolat nadprahovým stimulem. Refrakternita chrání srdce před tetanickým stahem, který je možný u kosterní svaloviny a zároveň fyziologicky zabraňuje vrácení či kroužení vzruchu. [23]

Buňky převodního systému mají labilní klidový membránový potenciál, probíhá zde spontánní pomalý růst membránového napětí až na prahový potenciál. Tento růst je způsobený vstupem Ca^{2+} iontů pomalými kanály do buňky. Jakmile buňka dosáhne tohoto prahového potenciálu -40 mV, spouští se akční potenciál, otevřou se napěťově řízené vápníkové kanály, které podmiňují rychlou depolarizaci membrány. Následně se otevřou draselné kanály, které umožňují výstup draselných iontů z buňky, čímž klesá hodnota membránového potenciálu a membrána se repolarizuje. [4]



Obr. 1.2: Průběh akčního potenciálu u buněk pracovního myokardu (vlevo) a převodního systému srdečního (vpravo) [4]

2 EKG

V dnešní době jsou podle WHO (World Health Organization) nejčastějším důvodem úmrtí kardiovaskulární onemocnění. I v České republice zaujímají první místo, z celkového počtu zemřelých asi jednu třetinu, z toho většina umírá na ischemickou chorobu srdeční.[28] Elektrokardiografie je diagnostická metoda, která se využívá ke snímání elektrické aktivity srdce, na jehož základě lze diagnostikovat kardiovaskulární poruchy. Výsledný elektrokardiogram zobrazuje průběh napětí mezi depolarizovanými a repolarizovanými úseky myokardu v čase.

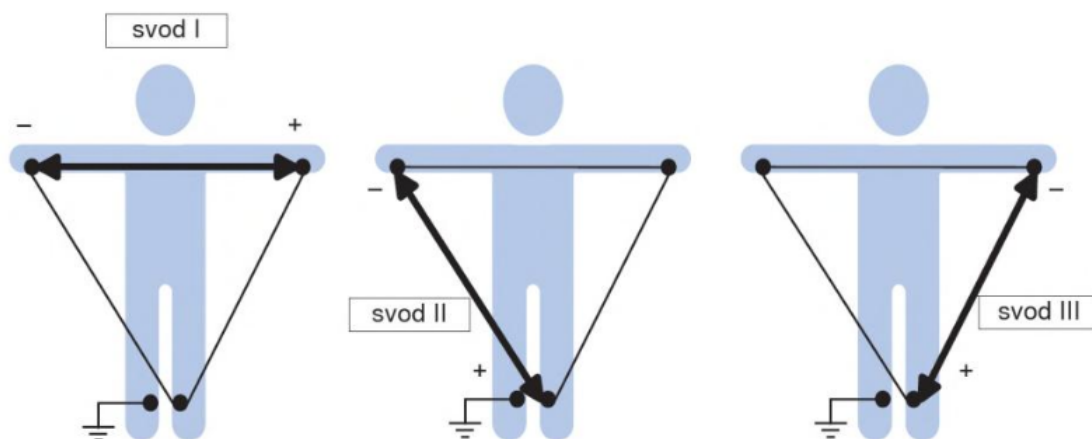
Vzniklé napětí snímáme obvykle z povrchu těla elektrodami, které jsou přikládány na standardizovaná místa. Pro snížení odporu mezi kůží a elektrodou je často používán EKG gel, který zlepší vodivost a sníží šum, který vzniká v důsledku tohoto odporu. Kromě povrchového snímání je v určitých situacích také možné snímání EKG z jícnu, tzv. transezofageální, či pomocí katetrů intrakardiálně.

Napětí se měří vždy mezi dvojicí elektrod, čímž získáme záznamy z jednotlivých svodů. Každý svod nahlíží na aktivitu srdce v jiné rovině a výsledné křivky mají významnou diagnostickou hodnotu. Umožňují hodnotit funkci převodního systému a nepřímo také odhadnout srdeční osu. Ta je určena průměrným směrem šíření depolarizační vlny komorami při pohledu zepředu. Pomocí srdeční osy lze přibližně určit polohu srdce, ovšem při hypertrofii komor, plicní embolii nebo při poruše převodního systému srdečního může být srdeční osa výrazně odlišná od anatomické polohy srdce.[2]

2.1 12 svodový systém

Pro snímání EKG se dnes obvykle využívá 12 svodový systém. Snímá se pomocí 10 elektrod, z nichž 4 jsou končetinové elektrody a 6 elektrod je umístěno na hrudníku. Končetinové elektrody jsou standardně umístěny v místech, kde se nenachází žádné svaly. Tím se minimalizuje vliv myopotenciálových artefaktů. Z těchto elektrod získáváme 3 bipolární končetinové svody a 3 Goldbergovy augmentované svody, z hrudních elektrod získáváme 6 hrudních svodů. [15]

Einthovenovy neboli končetinové svody snímáme pomocí čtyř končetinových elektrod s předem definovanou polaritou. Aktivní elektrody umísťujeme na pravou a levou ruku a na levou nohu, na pravou nohu standardně umísťujeme elektrodu zemnicí. Takto umístěné aktivní elektrody schematicky tvoří vrcholy rovnostranného trojúhelníku, v jehož těžišti se nachází srdce (tzv. Einthovenův trojúhelník). Signál poté snímáme jako rozdíl potenciálů mezi jednotlivými aktivními elektrodami. Na obr. 2.1 je znázorněno rozložení výsledných svodů I, II a III, které zachycují srdeční aktivitu ve frontální rovině.



Obr. 2.1: Bipolární Einthovenovy svody

[5]

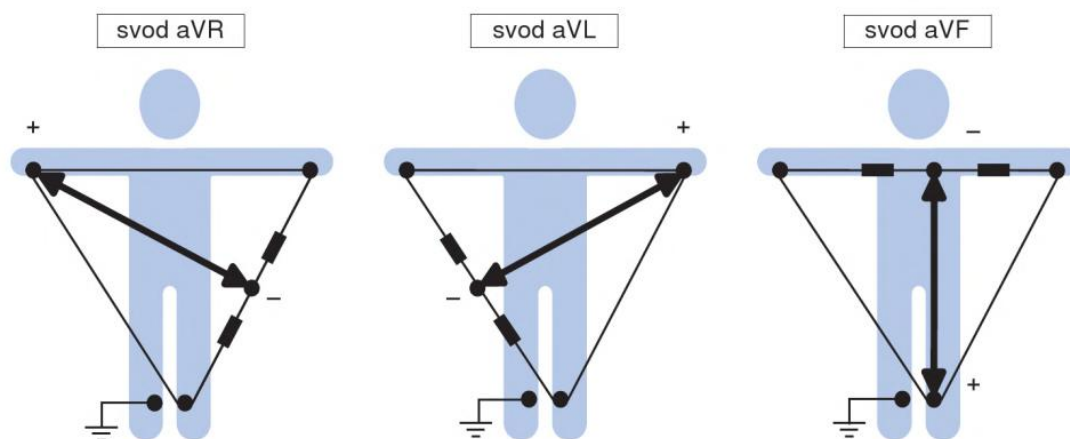
Pro měření Goldbergových svodů se využívá identické umístění elektrod jako pro měření Einthovenových svodů. Goldbergovy svody jsou ovšem na rozdíl od Einthovenových unipolární, tedy naměřené napětí není dáno rozdílem potenciálů mezi dvěma aktivními elektrodami, ale rozdílem potenciálů mezi aktivní a indierentní elektrodou. Touto indierentní elektrodou je Wilsonova svorka, která vznikla spojením všech tří aktivních končetinových elektrod do jednoho bodu přes rezistory. Je tedy definována jako aritmetický průměr všech tří končetinových potenciálů. Toto zapojení je znázorněno na obrázku 2.2. Pokud bychom měřili napětí mezi Wilsonovou svorkou a aktivními elektrodami, získali bychom unipolární končetinové svody VR, VL a VF.

Augmentované bipolární Goldbergovy svody jsou modifikací této metody. Vzniknou odpojením dané elektrody od Wilsonovy svorky a měřením jejího potenciálu proti průměru mezi zbylými dvěma elektrodami. Získané napětí v těchto svodech je zesílené a výsledné svody se značí aVR, aVL a aVF. Napětí v těchto svodech se dá dopočítat dle vztahů [15]:

$$U_{aVR} = V_{RA} - 0,5(V_{LA} + V_{LL})$$

$$U_{aVL} = V_{LA} - 0,5(V_{RA} + V_{LL})$$

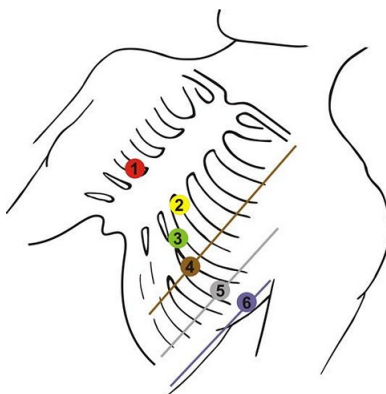
$$U_{aVF} = V_{LL} - 0,5(V_{LA} + V_{RA})$$



Obr. 2.2: Goldbergovy unipolární svody

[5]

Hrudní svody jsou unipolární. K zaznamenání šesti hrudních svodů se používá šest aktivních elektrod, které jsou spojené přes rezistory ve Wilsonovu svorku stejně jako Goldbergovy svody. Umístění hrudních elektrod má také svoji standardizaci, která je znázorněna na obr.2.3. V těchto svodech na aktivitu srdce nahlížíme v transverzální rovině a značíme je V_1 - V_6 . Napětí na jednotlivých svodech se vypočítá jako rozdíl potenciálů mezi jednotlivými elektrodami a potenciálu na Wilsonově svorce.



Obr. 2.3: Hrudní svody

[25]

2.2 Ortogonální svody

Ortogonalní svody jsou takové svody, které poskytují náhled na aktivitu srdce ve třech na sebe kolmých rovinách ve směru osy x , y a z . Tím se definují tři ortogonální průmětové roviny sagitální, horizontální a frontální.

Nejčastěji používaným ortogonálním systémem je systém Frankův. Tento systém využívá 7 elektrod, které jsou umístěny na hrudi, zádech, krku a levé noze. Dále se prakticky využívá systém McFeeův a SVEC III. Ortogonální systémy jsou v dnešní době téměř nahrazeny 12-svodovým systémem, ovšem v některých specifických případech se stále využívají. [15]

Z ortogonálních svodů se zaznamenává vektorkardiografie, která představuje velikost a směr vektoru srdeční osy v každém okamžiku. Po propojení výchylek tohoto vektoru v různých časových okamžicích získáme smyčky vektorkardiogramu. Zaznamenává se například v případě komorové hypertrofie, kde dosahuje vyšší senzitivity než běžné 12-svodové EKG. [16]

Z 12-svodového systému se dají odvodit tři pseudoortogonální svody, tedy svody, které jsou na sebe téměř kolmé. V této práci bude využita trojice svodů: [12]

$$\begin{aligned}x &= V_6 \\y &= II \\z &= -0.5 \cdot V_2. [12]\end{aligned}$$

2.3 EKG křivka

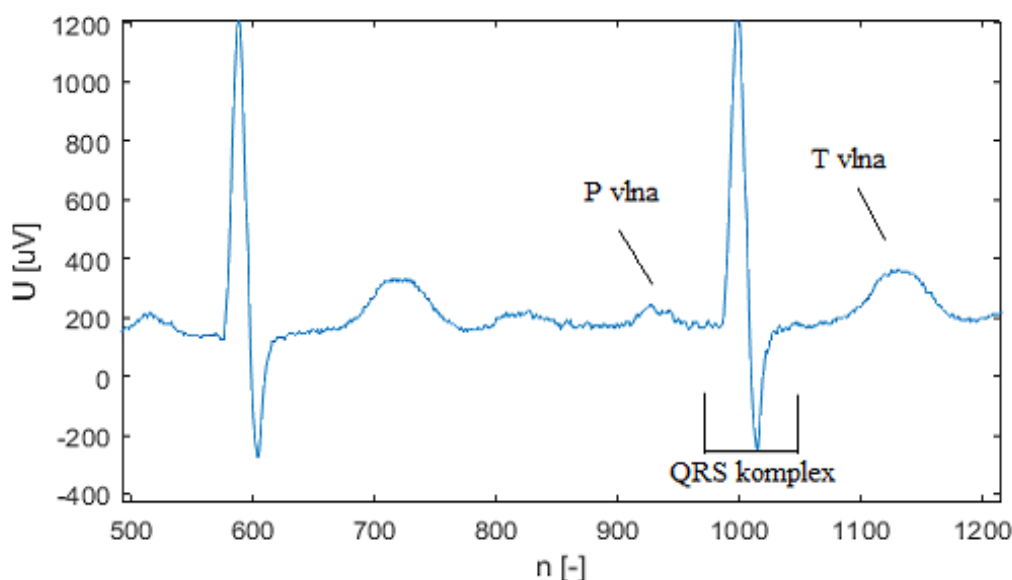
Křivka EKG se skládá z několika částí, kde každá vyjadřuje elektrické děje v příslušné části srdce. Vlna P je výsledkem depolarizace síní. Její absence může značit srdeční anomálie jako je fibrilace síní. Naopak abnormální výchylka může znamenat zvětšení síní, P vlny pilovitého charakteru ukazují na flutter síní.

QRS komplex je nejvýraznější útvar ve fyziologické křivce EKG. Během trvání QRS komplexu dochází k diastole síní a následné systole komor. Právě díky svému výraznému tvaru se často využívá k detekci pro vyhodnocení tepové frekvence a případných arytmií. Tvar QRS komplexu se liší v závislosti na původu a vodivé dráze aktivačního impulsu v srdci. Pokud aktivační impuls začíná v síni a putuje vodivou cestou, komplex QRS je úzký a ostrý. Naopak v případě, že impuls vzniká v komoře a nevede přes vodivou dráhu, QRS komplex se stává širším a oblejším. Fyziologické trvání komplexu QRS je 70 - 110 ms. [27]

T vlna je výsledkem repolarizace komor. Inverzní výchylka vzhledem ke QRS komplexu či abnormální amplituda, frekvence a symetrie tvaru vlny v některých

svodech může značit například hyperkalémii či ischemii, elevace ST úseků nebo změny T vln značí akutní infarkt myokardu.

Někdy v záznamu EKG ihned za T vlnou následuje malá výchylka, která se označuje jako vlna U. Nejlépe je viditelná ve svodech V_2 a V_3 . Její původ není zcela znám, pravděpodobně se ale jedná o opožděnou repolarizaci Purkyňových vláken či myokardu komor. Může být fyziologická, pokud je její výchylka orientována stejně jako výchylka vlny P. Její velikost roste se snižující se srdeční frekvencí, fyziologicky je viditelná, pokud je srdeční frekvence nižší než 65 bpm. Patologická U vlna se projevuje opačnou výchylkou než T vlna či nepřiměřenou velikostí, kdy její výchylka překračuje 25 % výchylky vlny T. Její příčinou je nejčastěji hypokalémie či bradykardie. [2]



Obr. 2.4: EKG křivka

2.4 Základní principy detekce komplexů QRS

Detekce QRS komplexů je základem pro každé počítačové zpracování EKG signálů. Je nezbytná pro analýzu srdečního rytmu a odhalení případných arytmií, ale především tato detekce slouží pro navazující algoritmy k základní orientaci v signálu, případně k vymezení hranic nalezeného komplexu.

Automatizace tohoto procesu je ovšem problematická kvůli velké variabilitě morfologie jak fyziologických, tak patologických komplexů QRS a také v důsledku artefaktů způsobenými kolísáním elektrické izoliny signálu, síťovým a impulzním rušením, myopotenciály, popřípadě budícími impulzy kardiostimulátorů, které se v

databázi CSE vyskytují v signálech číslo 67 a 70. Z tohoto důvodu také tyto signály budou z detekce vyloučeny.

Používané algoritmy pro detekci se liší v závislosti na způsobu vyšetření, při kterém EKG snímáme. V případě zátěžového EKG bude kladen větší důraz na odstranění myopotenciálových a dýchacích artefaktů, jiný algoritmus bude také použit pro dlouhodobé signály (Holterovské vyšetření) a pro krátkodobé signály. V této práci budeme pracovat se 123 klidovými 12-svodovými signály knihovny CSE v délce 10 s, pořízených se vzorkovacím kmitočtem 500 Hz.

Ve většině algoritmů pro detekci jsou uplatňována dvě stadia: předzpracování a následně aplikované rozhodovací pravidlo. Ve fázi předzpracování jsou využívány různé techniky na vyhlazení a utlumení vln P a T a odstranění šumu a jiných artefaktů, pokud se v signálu vyskytují. Ve fázi rozhodování je poté nejdůležitějším úkolem stanovení prahových hodnot a v některých případech také použití technik k rozlišení vln T. Některé algoritmy zahrnují také další fázi zvanou zpřesnění polohy referenčního bodu, která vede ke snížení falešně pozitivních detekcí.

Mezi nejvýznamnější metody pro detekci patří metody založené na odhadu kvadrátu obálky, na Hilbertově transformaci, na derivaci signálu a na odhadu okamžité energie signálu, které budou dále popsány ve 4. kapitole. Dále se využívá metoda založená na číslicové filtraci. Ta využívá například filtraci dvojicí filtrů typu dolní propust s rozdílnou mezní frekvencí, na kterou navazuje výpočet rozdílů výstupů těchto filtrů.

Další používanou metodou je detekce přizpůsobenou filtrací, které se používá především pokud je signál silně zašuměný nebo se v něm vyskytují arytmie. Využívá adaptivní filtr, jehož impulzní charakteristika je dána v čase obráceným impulzem známého tvaru.

Jinou metodou je rozklad bankou signálů, kde signál je rozložen na bloky dle frekvenčních pásem. V každém bloku se poté hledají nadprahové hodnoty na stejných pozicích ve dvou sousedních pásmech, z čehož se odvodí poloha QRS komplexu. Stejného výsledku lze dosáhnout vlnkovou transformací, která provádí podobný rozklad a je účinná i na zašuměném signálu. Detekci založenou na realizaci spojitě vlnkové transformace (CWT) se zabýval například autor v [27], kde na tuto transformaci navazovala shluková analýza pro získání vícesvodových pozic QRS komplexů z pozic jednosvodových.

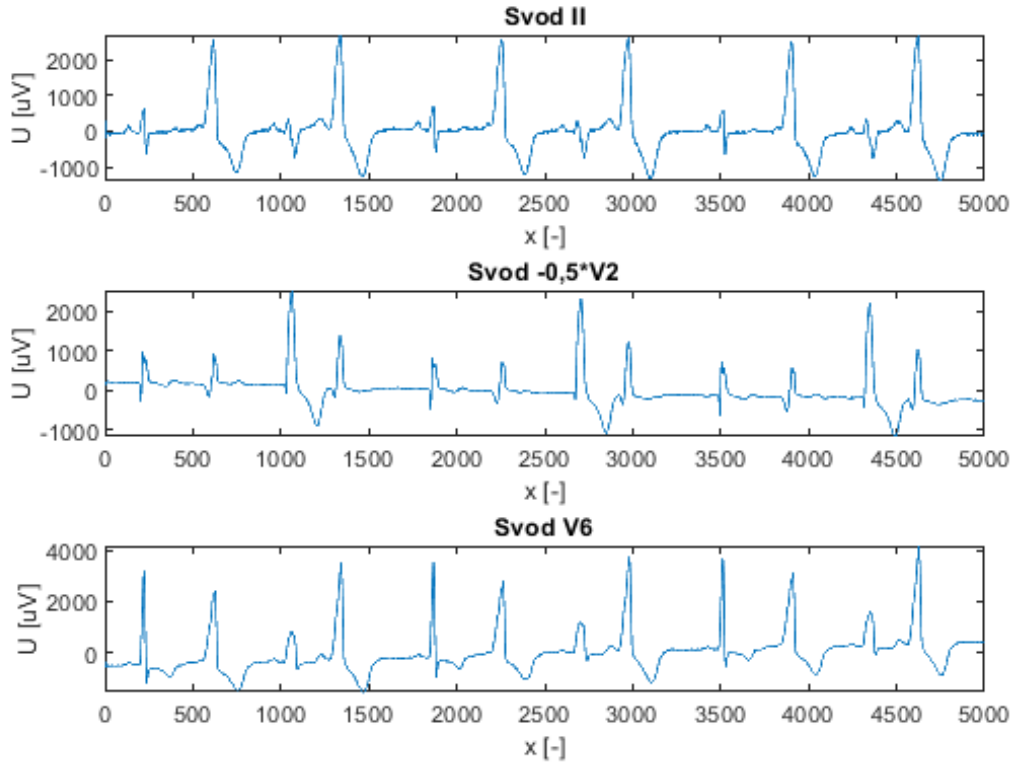
V detekci se využívají i neuronové sítě. Tato metoda je nelineární a její výsledky mohou dosahovat lepších výsledků než lineární metody. Využívají se zde především vícevrstvé perceptrony, RBF sítě a samoučící sítě. [3][13] Další autor pro detekci využívá kombinovanou entropii signálu a support vector machine (SVM), neboli metodu podpůrných vektorů. Jedná se o metodu strojového učení s učitelem, která se využívá jako klasifikátor pro vymezení oblastí, kde se nachází a naopak nenachází QRS komplexy. [8]

2.5 CSE databáze

Databáze CSE (*Common Standards for quantitative Electrocardiography*) byla založena jako referenční databáze pro vyhodnocování účinnosti programů pro analýzu signálů EKG. Standardní databáze CSE sestává ze tří částí. Dvě části slouží pro vývoj a testování těchto programů, kde jedna z nich obsahuje záznamy ze tří svodů, druhá obsahuje 15 svodů - 12 standardních a 3 Frankovy svody. Třetí část je navržena pro hodnocení programů. K databázi existují anotace, jako například umístění QRS komplexů, které jsou k této práci k dispozici v souboru *PoziceQRSvCSEv2.mat* a také anotace k vybraným cyklům jednotlivých signálů, které jsou využity k vytvoření spektra signálu v souboru *TESTRO1.dat*. Dalšími často používanými databázemi jsou například databáze MIT-BIH či QTDB dostupné z portálu PhysioNet či databáze AHA (American Heart Association). [17] [27] Většina publikovaných metod detekce byla testována na jiných databázích, převážně právě MIT-BIH databázi, která ovšem neobsahuje 12-svodové záznamy, proto není možné na této databázi testovat metody vycházející z kombinace pseudoortogonálních svodů, které jsou realizovány v této práci.

3 Předzpracování signálu EKG

Vycházíme ze trojice pseudoortogonálních svodů, které jsou znázorněny na obr. 3.1. Existuje několik možností, jak tuto trojici signálů zkombinovat do jednoho výsledného signálu, na kterém budeme následně provádět detekci. Pro znázornění a srovnání je použit signál MO1_117_12, protože se zde vyskytují 4 různé tvary QRS komplexů.



Obr. 3.1: Pseudoortogonální svody, signál č. 117

3.1 Kombinace svodů

- Modul vektoru prostorového napětí

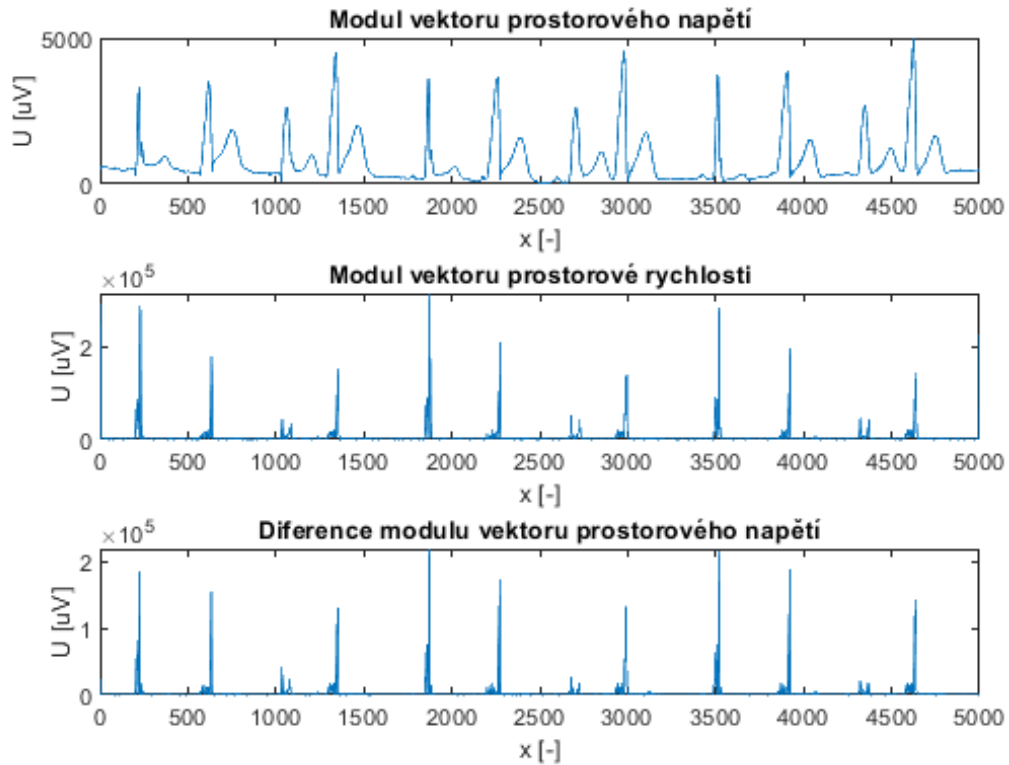
$$y(i) = \sqrt{x^2(i) + y^2(i) + z^2(i)} \quad (3.1)$$

- Modul vektoru prostorové rychlosti

$$y(i) = \sqrt{(x(i) - x(i-1))^2 + (y(i) - y(i-1))^2 + (z(i) - z(i-1))^2} \quad (3.2)$$

- Difference modulu vektoru prostorového napětí

$$y(i) = \sqrt{x^2(i) + y^2(i) + z^2(i)} - \sqrt{x^2(i-1) + y^2(i-1) + z^2(i-1)} \quad (3.3)$$



Obr. 3.2: Metody vytvoření kombinovaného svodu EKG

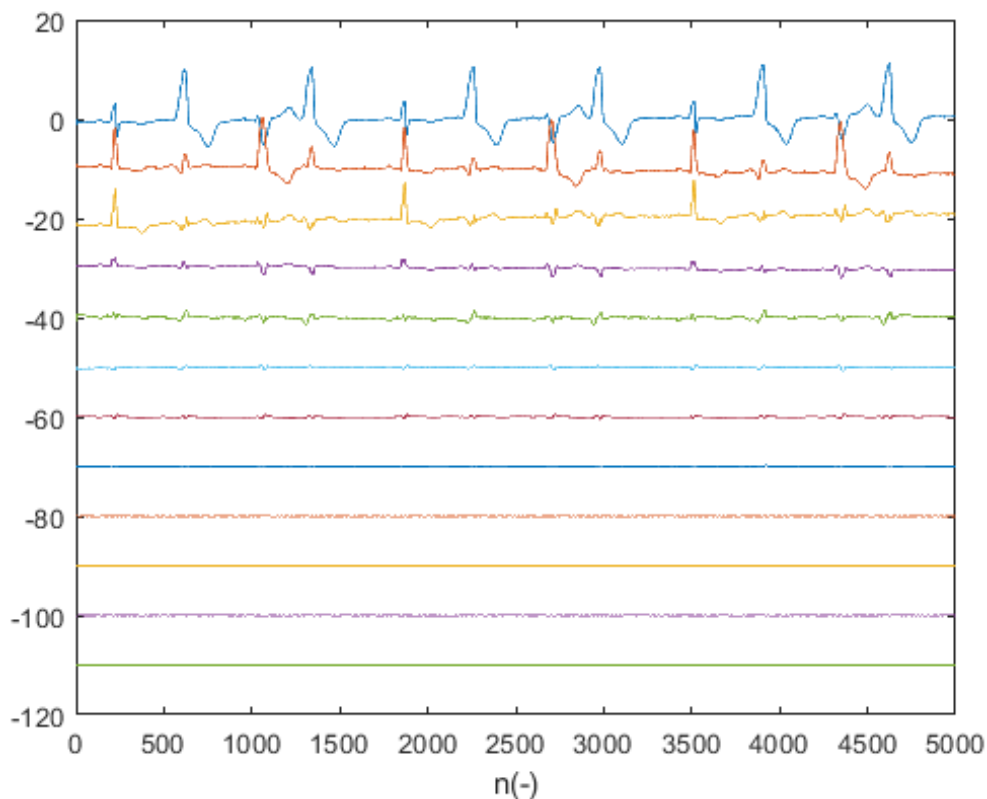
3.2 Metoda hlavních komponent (PCA)

Analýza hlavních komponent PCA (Principal Component Analysis), někdy také nazývaná Hotellingova transformace, je metoda sloužící především k redukci mnohorozměrných dat na základě míry jejich korelace. Využívá se ale také například ve shlukové analýze. Základním cílem této metody je zjednodušení skupiny příznaků, které jsou vzájemně korelované. Snaží se množství těchto příznaků redukovat s co nejmenší ztrátou informace. To je výhodně především proto, že se sníží výpočetní náročnost a zmenší se množina vstupních dat.

Metoda hlavních komponent se snaží nalézt skryté veličiny zvané hlavní komponenty, které jsou lineární kombinací původních proměnných a co nejlépe reprezentují původní data, nebo co nejlépe vysvětlují variabilitu původních dat. Komponenty jsou seřazeny podle jejich důležitosti, tedy podle jejich klesajícího rozptylu.

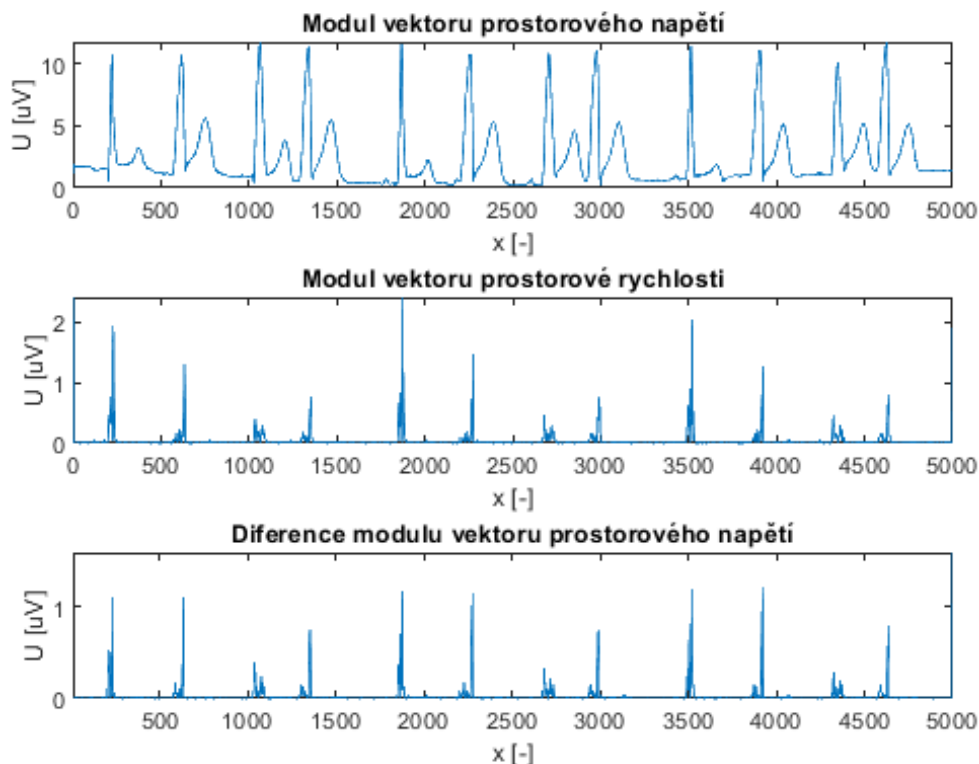
Všechny hlavní komponenty jsou na sebe kolmé. Na základě tohoto poznatku budou z 12-ti svodového EKG vytvořeny metodou hlavních komponent transformované svody EKG, z nichž se pro následnou detekci využijí nejprve pouze první 3 hlavní

komponenty, poté prvních 5 hlavních komponent. S těmi bude dále nakládáno stejně jako s pseudoortogonálními svody.[21] [26]



Obr. 3.3: Hlavní komponenty MO1_117_12

Na obrázku 3.4 je znázorněno, jak vypadají kombinované svody z prvních 3 hlavních komponent vytvořené metodami, které jsou zmíněny v následující kapitole. Již zde je patrné v porovnání s obr. 3.2, že výchylka QRS komplexů u modulu vektoru prostorového napětí je větší, QRS komplexy atypického tvaru, které byly potlačeny u pseudoortogonálních svodů, zde nejsou výrazně utlumeny a pro detekci se proto zdají vhodnější.



Obr. 3.4: Metody kombinace svodů vytvořených za použití PCA

3.3 Pásmová propust

Na výsledný kombinovaný signál, který vznikne jednou z výše uvedených metod, se aplikuje FIR filtr typu pásmová propust, který slouží ke zvýraznění QRS komplexů a potlačení všech ostatních složek signálu včetně artefaktů a šumu.

Optimální mezní frekvence pro filtraci byly stanoveny na základě frekvenčního spektra vytvořeného Burgovou metodou, které bylo vytvořeno pro každou metodu předzpracování separátně. Jedná se o parametrickou metodu odhadu výkonového spektra signálu, která je založena na výpočtu autoregresního modelu signálu. Tento model popisuje závislost aktuálního vzorku signálu na předchozích hodnotách vzorků.[24]

Z této funkce spektrální hustoty je zřejmé na kterých frekvencích se překrývají spektra QRS komplexů s ostatními vlnami. Pro zvýraznění QRS komplexů je nezbytné zvýraznit frekvenční pásmo, kde se nachází ideálně maximum energie QRS komplexů a minimum energie ostatních vln. Konkrétně zvolené a následně aplikované mezní frekvence jsou uvedené v tabulce 3.3.

Tímto krokem dojde k potlačení dalších komponent jako je vlna P a T, a také artefaktů jako drift, síťový brum a částečně i myopotenciály. Tento filtrovaný signál je následně dále zpracováván tak, aby došlo k dalšímu zvýraznění hledaných vln. Další zpracování signálu se liší pro různé realizace detektorů, a proto bude zmíněno později.

Tab. 3.1: Mezní frekvence pro pásmovou propust

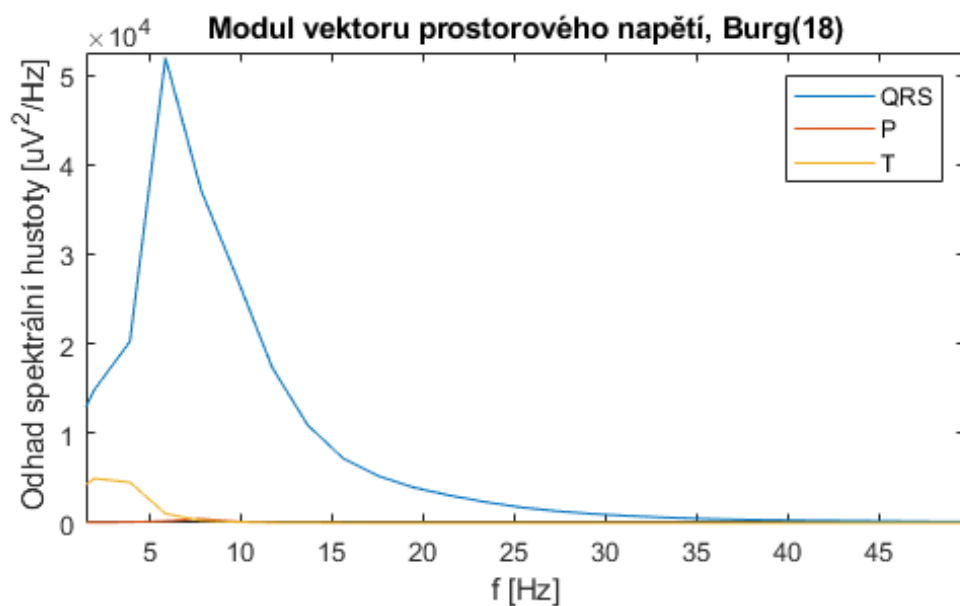
	Mezní frekvence [Hz]
Modul vektoru prostorového napětí	13-30
Modul vektoru prostorové rychlosti	5-20
Diference modulu vektoru prostorového napětí	17-25

Pro vypracování této práce byl k dispozici soubor *TESTRO1.dat*, ve kterém jsou uvedené anotace k vybraným cyklům v každém signálu v CSE databázi kromě signálů číslo 67 a 70, které nejsou brány v úvahu ani při hodnocení úspěšnosti detekce, protože se jedná o EKG záznamy pacientů s implantovanými kardiostimulátory.

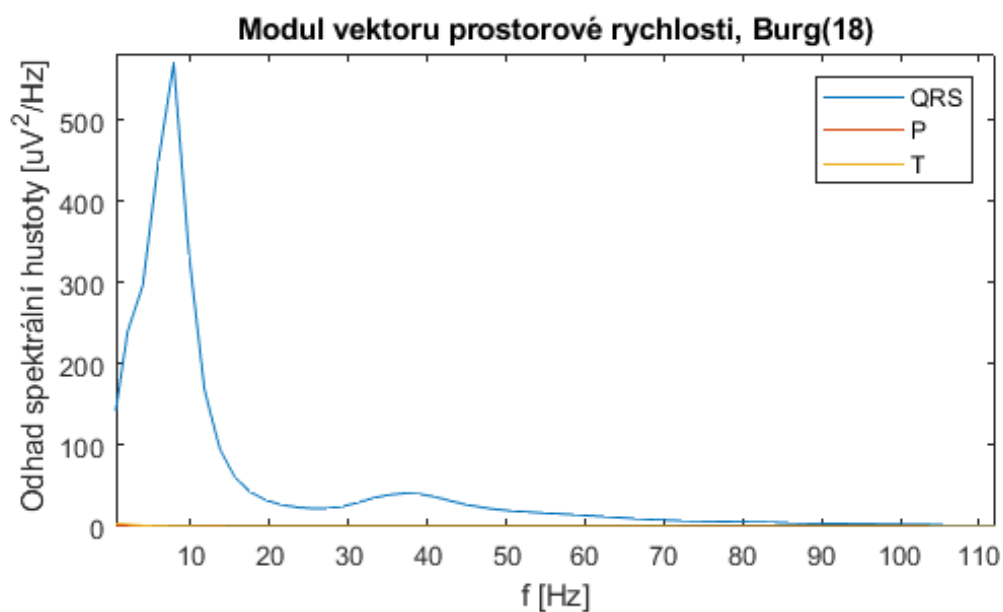
Za použití tohoto souboru byl z každého signálu vybrán jeden vybraný cyklus, který byl dále rozdělen na vlnu P, komplex QRS a vlnu T. Pro každou z těchto částí pro každý signál byl vytvořen parametrický odhad výkonového spektra Burgovou metodou 18. řádu. Spektra pro jednotlivé signály byla kumulována a následně pro každou z metod pro vytvoření kombinovaného signálu vykreslena.

Na obr. 3.5 je znázorněno spektrum pro modul vektoru prostorového napětí. Zde vidíme, že do frekvence 10 Hz se spektra P vln, T vln a QRS komplexů překrývají a maximum energie QRS komplexů je na frekvenci 6 Hz, proto zvolené mezní frekvence pro pásmovou propust jsou v tomto případě 15 a 30 Hz.

Spektrum pro modul vektoru prostorové rychlosti je na obr. 3.6. V tomto případě jsou vlny P a T téměř úplně potlačeny již při předzpracování, proto zde volíme mezní frekvence, které obsahují maximum energie QRS komplexů, které se nachází na frekvenci 8 Hz. Zvolené mezní frekvence jsou tedy 5 a 20 Hz.

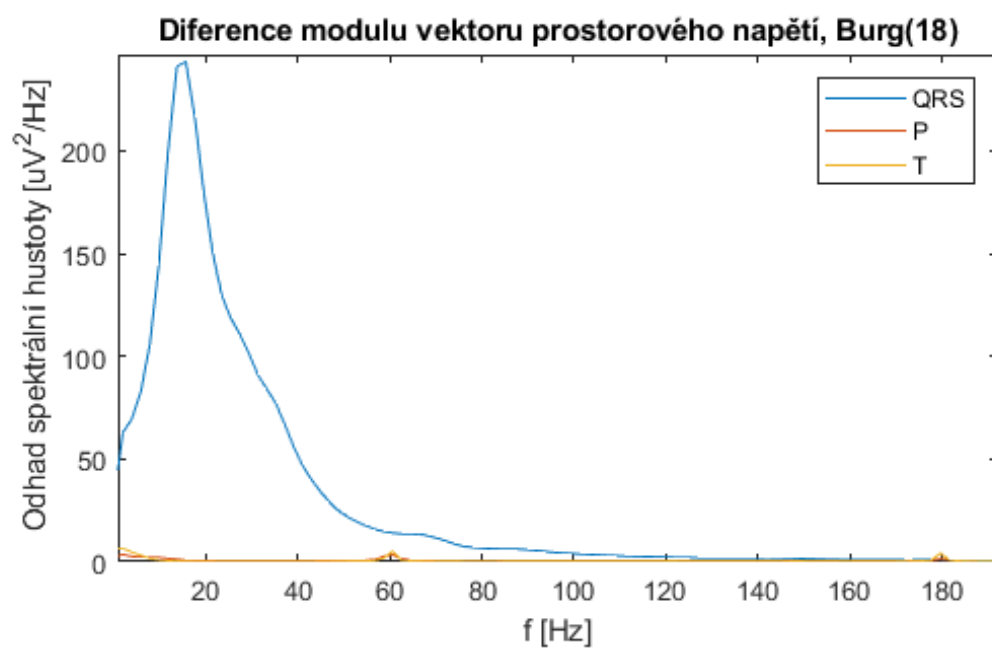


Obr. 3.5: Burgovo spektrum - modul vektoru prostorového napětí



Obr. 3.6: Burgovo spektrum - modul vektoru prostorové rychlosti

U difference modulu vektoru prostorového napětí pomalé vlny nejsou zcela potlačené, ale objevují se pouze do frekvence 15 Hz a poté na frekvencích 55 - 65 Hz. Maximum QRS komplexů je na frekvenci 17 Hz, proto jako mezní frekvence v tomto případě volíme 17 - 25 Hz.



Obr. 3.7: Burgovo spektrum - difference modulu vektoru prostorového napětí

4 Metody detekce QRS komplexů ve více-svodovém EKG

Po fázi předzpracování následuje aplikace rozhodovacího pravidla pro detekci. Tento blok je nejčastěji založen na srovnávání předzpracovaného signálu s předem určenou prahovou hodnotou. Práh se u krátkodobých signálů nejčastěji používá fixní, určený například na 30 % maxima ze signálu, který analyzujeme nebo daný procenty z průměru signálu. Pro analýzu dlouhodobých záznamů či při kontinuálním snímání EKG se práh používá často adaptivní, tedy proměnný dle aktuálních hodnot signálu.

Po detekování polohy QRS komplexů u některých algoritmů následuje ještě fáze zpřesnění polohy referenčního bodu, ve které se redukuje riziko vzniku falešně pozitivních či falešně negativních detekcí. [15]

Úspěšnost jednotlivých realizací detektorů se bude hodnotit dle jejich senzitivity a pozitivní prediktivní hodnoty. Senzitivita S se vypočítá jako poměr počtu pravdivých detekcí ku počtu všech reálně pozitivních výsledků. Pozitivní prediktivita P^+ je naopak poměr pravdivě pozitivních detekcí ku všem pozitivním detekcím. Hodnota prahu bude tyto dvě hodnoty ovlivňovat, neboť pokud bude příliš nízký práh, bude sice vysoká senzitivita, ovšem prediktivní hodnota výrazně klesne a naopak.

Algoritmů pro detekci QRS komplexů existuje celá řada. V této práci budou popsány podrobněji pouze ty algoritmy, které budou realizovány v prostředí MATLAB, verze R2019b. Všechny algoritmy budou testovány na 125 signálech z databáze CSE, kde z 12-ti svodového EKG jsou zvoleny nejprve 3 pseudoortogonální svody II , $-0,5 \cdot V_2$ a V_6 a dále testování probíhá na svodech, které jsou vytvořeny pomocí analýzy hlavních komponent. Jejich výsledky budou znázorněny na signálu MO1_117_12.

4.1 Podmínky pro ověření správnosti detekce

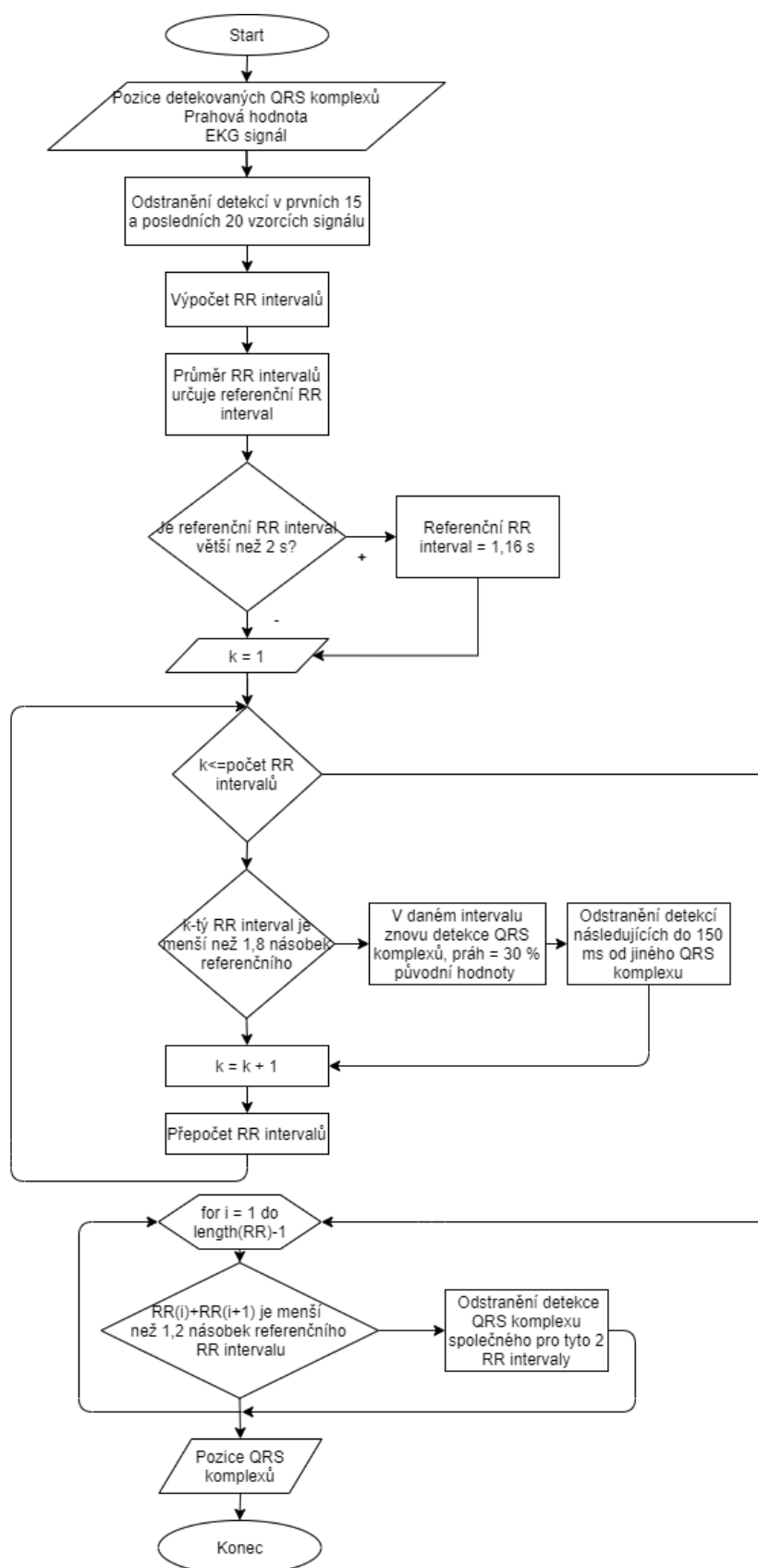
Pro zvýšení efektivity a spolehlivosti detekce bylo v realizovaných algoritmech využito několika podmínek, které potlačují falešně pozitivní a falešně negativní detekce QRS komplexů. Pro implementaci těchto podmínek do algoritmů byla vytvořena funkce *podminka_QRS.m*, která je volána po detekci QRS komplexů.

První z těchto podmínek je odstranění detekcí, které se nacházejí v prvních 15 či posledních 20 vzorcích signálů. V těchto úsecích se v některých signálech nachází část QRS komplexu, který není zaznamenaný celý a v referenčních pozicích QRS komplexů v souboru *poziceQRSvCSEv2.mat* se proto nenachází. Tyto detekce by bezdůvodně snižovaly pozitivní prediktivní hodnotu detektoru a proto jsou z výsledků vymazány. Některé tyto komplexy se v referenčních pozicích vyskytují, to

sníží senzitivitu detekce. Proto ve výsledcích budou uvedeny 2 tabulky, kde jedna uvádí výsledky před odstraněním těchto detekcí a druhá poté, co jsou tyto sporné detekce z hodnocení vyřazeny. Dá se předpokládat, že pokud by signál pokračoval dále, detekce by se shodovala v obou případech.

Dalším krokem této funkce je vytvoření referenčního RR intervalu, který je dán průměrem z RR intervalů vypočítaných z pozic detekovaných QRS komplexů. Pokud je tento RR interval delší než 1000 vzorků, tedy 2 s, což by odpovídalo srdeční frekvenci 30 bpm, nahradí se hodnotou 430 vzorků, která odpovídá přibližně průměrné srdeční frekvenci při sinusovém rytmu 70 bpm. Pokud je jakýkoli RR interval v signálu delší než dvojnásobek s 20 % tolerancí tohoto referenčního RR intervalu, pak se v intervalu mezi těmito dvěma QRS komplexy hledá znovu s poloviční prahovou hodnotou. Poté se testuje, zda se nově nalezený QRS komplex nenachází v refrakterní fázi jiného srdečního cyklu, tedy jestli nenásleduje dříve než za 150 ms po předchozím QRS komplexu či před následujícím komplexem.

Poté pokud součet dvou po sobě jdoucích RR intervalů je menší než velikost referenčního RR intervalu, opět s 20 % tolerancí, dá se předpokládat, že se jedná o artefakt, nikoli o nepravidelnou srdeční akci, protože po extrasystole či jiné patologické depolarizaci komor by se prodloužil následující RR interval na přibližně referenční hodnotu.

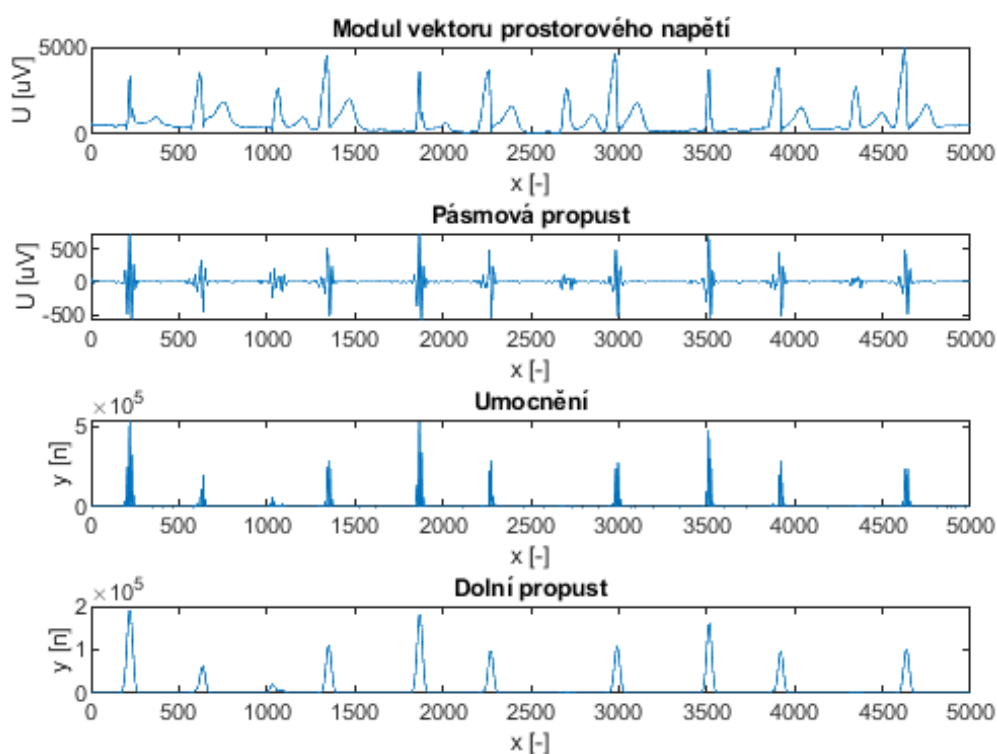


Obr. 4.1: Vývojový diagram funkce *podminka_QRS*

4.2 Metoda založená na odhadu kvadrátu obálky

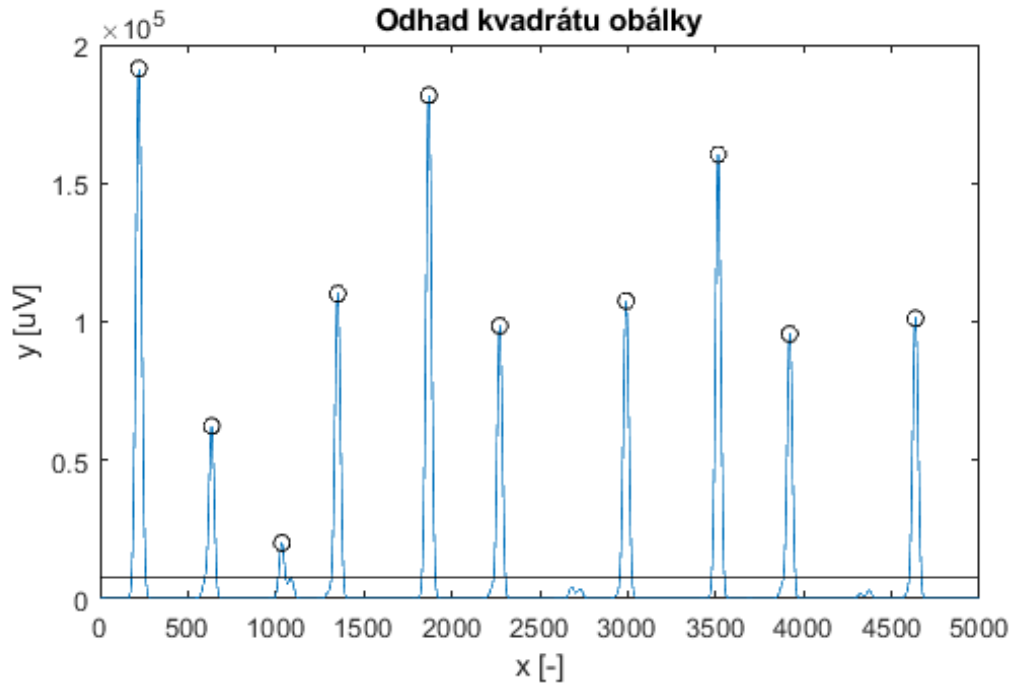
Nejjednodušší a historicky nejstarší metodou detekce QRS komplexů je metoda založená na odhadu kvadrátu obálky. Metoda vychází z analogového detektoru a sestává ze stejných bloků, jako bylo zmíněno výše. Předzpracovaný signál je nejprve podroben umocnění, aby se zvýraznily výchyly, které odpovídají QRS komplexům a zároveň se signál převedl do absolutní hodnoty.

V další fázi je aplikována dolní propust s mezní frekvencí, která je pro jednotlivé metody uvedena v tab. 4.1. Mezní frekvence pro tento filtr byly zvoleny totožné jako horní mezní frekvence pásmové propusti, pouze u modulu vektoru prostorového napětí byla zvolena nižší frekvence kvůli potlačení neočekávaných výchylek v signálu. Tento filtr signál vyhladí, vyhlazení bude tím větší, čím nižší je mezní frekvence filtru, ale tím také signál ztrácí více výkonu a jeho výchylnka je proto menší. Tímto zpracováním získáme odhad kvadrátu obálky signálu (obr. 4.2), na který můžeme použít prahování a získat tak pozice komplexů QRS. Vývojový diagram tohoto algoritmu je zobrazen na obr. 4.5.



Obr. 4.2: Zpracování signálu MO1_117_12

Pro detekci byl jako prahová hodnota zvolen průměr z celého zpracovaného signálu. Pro zmírnění výskytu falešných detekcí byla přidána refrakterní doba, ve které nepředpokládáme výskyt dalšího QRS komplexu. Tato doba je zvolena jako 150 ms a odvíjí se od absolutní refrakterní fáze kardiomyocytů (1.1).



Obr. 4.3: Detekce QRS komplexů metodou založenou na odhadu kvadrátu obálky

Tab. 4.1: Mezní frekvence dolní propusti a práh (násobek průměru signálu)

	f_m DP [Hz]	Práh
Modul vektoru prostorového napětí	20	90 %
Modul vektoru prostorové rychlosti	20	100 %
Diference modulu vektoru prostorového napětí	25	100 %

Dle algoritmu pro výpočet senzitivity a prediktivity tento detektor dosáhl výsledků uvedených v tab. 4.2. Pozitivní prediktivita detektoru dosahuje u modulu vektoru prostorového napětí i prostorové rychlosti 100 %, tedy nevyskytují se zde žádné falešně pozitivní detekce. Senzitivitu snižuje fakt, že byly odstraněny detekované QRS komplexy v posledních 20 a prvních 15 vzorcích signálu. Pokud by nebyl brán v úvahu tento nesoulad mezi algoritmem, který byl využit pro vytvoření referenčních pozic QRS komplexů a tímto aplikovaným algoritmem, výsledky

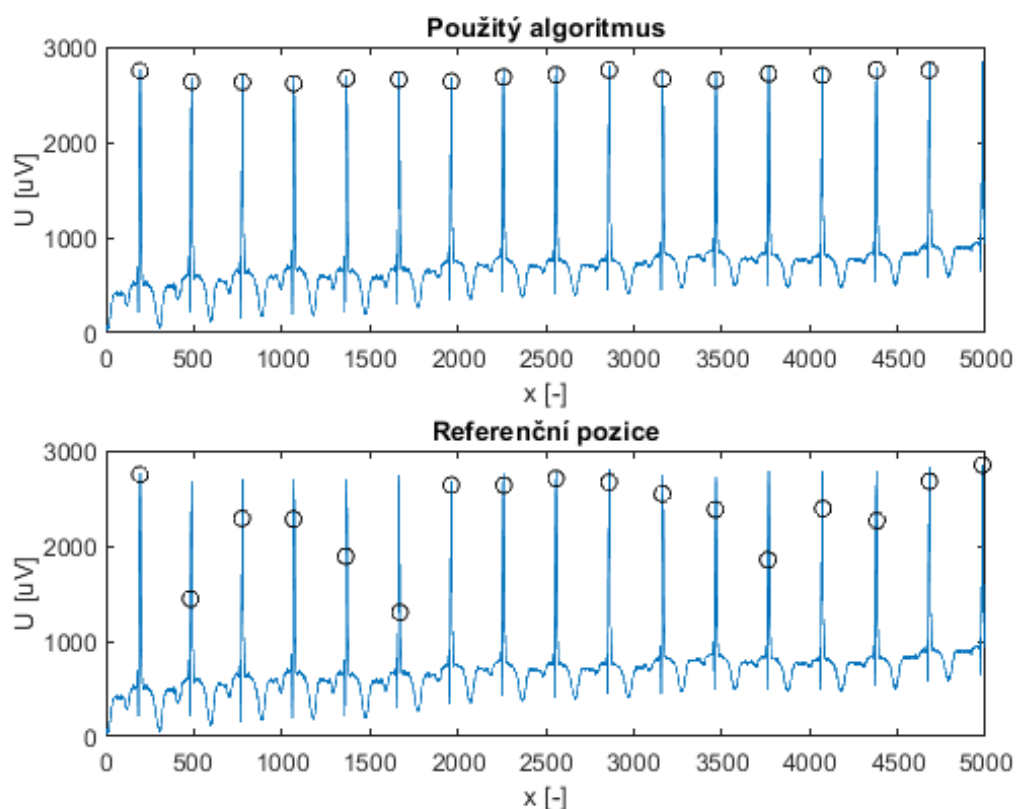
by dosahovaly hodnot uvedených v tab. 4.3. Jeden z příkladů této falešně negativní detekce je zobrazen na obr. 4.4.

Tab. 4.2: Výsledky detektoru založeného na odhadu kvadrátu obálky

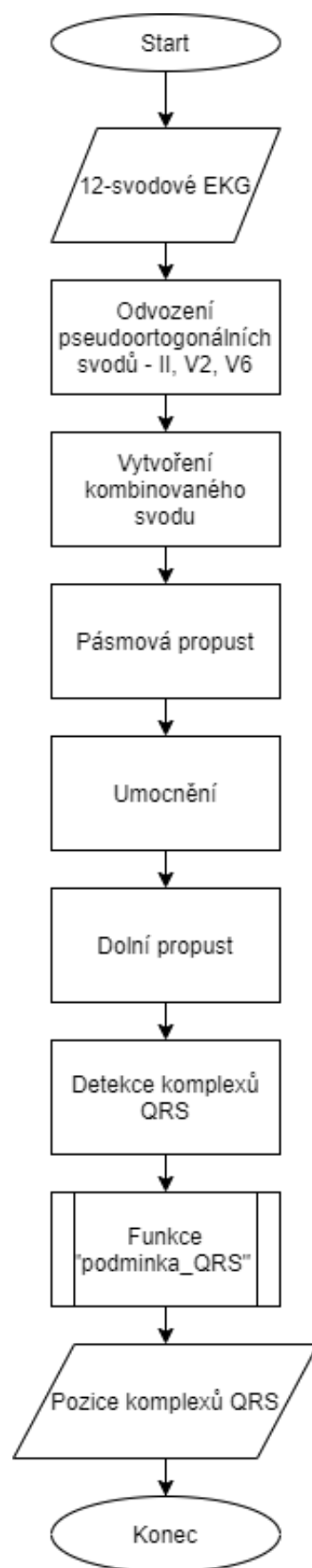
	S	P+
Modul vektoru prostorového napětí	99,59 %	100 %
Modul vektoru prostorové rychlosti	99,12 %	100 %
Diference modulu vektoru prostorového napětí	98,44 %	99,45 %

Tab. 4.3: Výsledky detektoru založeného na odhadu kvadrátu obálky po odstranění FN a FP detekcí na konci a začátku signálu

	S	P+
Modul vektoru prostorového napětí	99,80 %	100 %
Modul vektoru prostorové rychlosti	99,59 %	100 %
Diference modulu vektoru prostorového napětí	98,98 %	99,45 %



Obr. 4.4: Falešně negativní detekce, signál MO1_007_12



Obr. 4.5: Vývojový diagram - detekce vycházející z odhadu tvaru kvadrátu obálky signálu

4.3 Metoda vycházející z odhadu okamžité energie signálu

Další možnou metodou detekce QRS komplexů je jejich zvýraznění pomocí Taeger-Kaiserova energetického operátoru (TKEO). Jde o nelineární energetický operátor, jehož aplikace po pásmové propusti umožní zvýraznění QRS komplexů. Tvar výsledného signálu je podobný kvadrátu obálky, který se počítá pomocí Hilbertovy transformace. Pro výpočet TKEO v každém okamžiku jsou potřeba pouze 3 vzorky signálu. Proto tento operátor umožňuje rychle zachytit kolísání energie signálu a využít je pro detekci QRS kmitů, kde je toto kolísání nejmarkantnější. Vypočítá se dle rovnice

$$TKEO(i) = x^2(i) - x(i-1)x(i+1) \quad (4.1)$$

Výpočet TKEO je založen na skutečnosti, že pro harmonický signál $x(n)$ s frekvencí f a měnící se amplitudou A platí při vzorkovací frekvenci f_{vz} vztah

$$A^2(n) \sin^2 \omega_r = x^2(i) - x(i-1)x(i+1). [7] \quad (4.2)$$

kde

$$\omega_r = 2\pi \frac{f}{f_{vz}}. [7] \quad (4.3)$$

Jako prahové kritérium v případě této realizace byla zvolena znovu průměrná hodnota signálu po předzpracování a po výpočtu TKEO. V tomto případě tato hodnota nebyla již nijak upravována.

Bylo dosaženo výsledků uvedených v tab. 4.3. I v případě této realizace se zde vyskytují neshodné detekce v krajních úsecích signálů. Po odstranění těchto detekcí, které nejsou pro hodnocení úspěšnosti relevantní, bylo dosaženo výsledků uvedených v tab. 4.3. Příklad odstraněné chyby, v tomto případě falešně negativní detekce, je ilustrován na signálu č. 7 databáze.

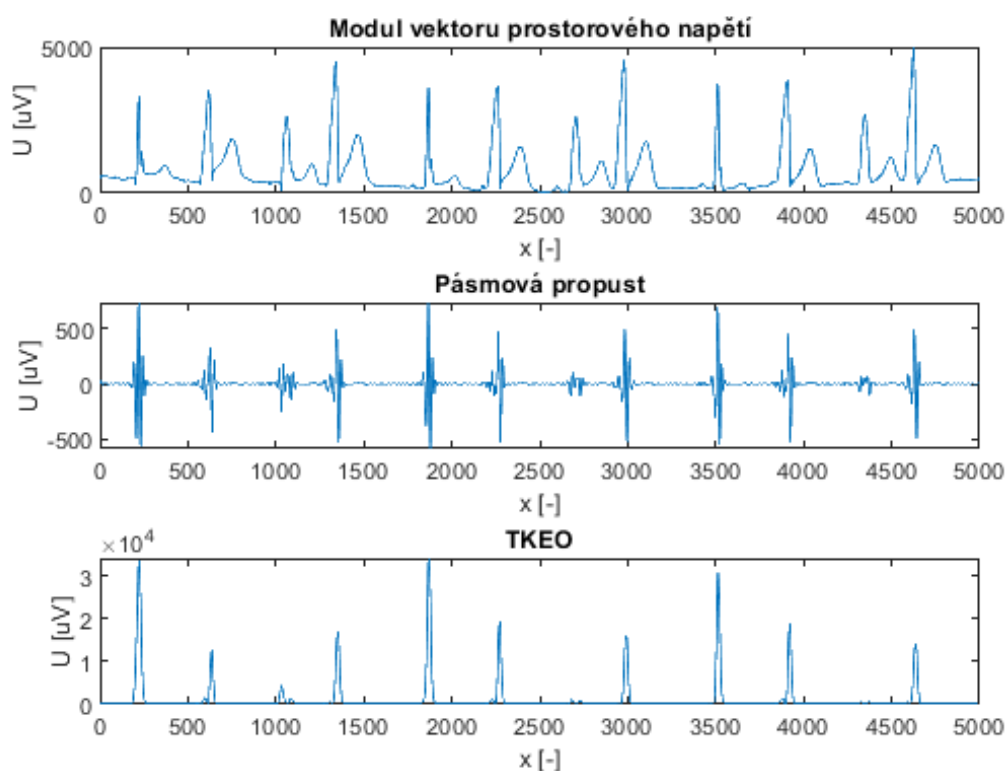
Touto metodou bylo dosaženo dobrých výsledků i při zpracování signálu pomocí difference modulu vektoru prostorového napětí, pozitivní prediktivní hodnota je rovna 100 % stejně jako u modulu vektoru prostorového napětí, ovšem senzitivita je zde menší. Jediné falešně negativní detekce se u modulu vektoru prostorového napětí vyskytují právě v signálu č. 117 (obr. 4.8).

Tab. 4.4: Výsledky detektoru založeného na TKEO

	S	P+
Modul vektoru prostorového napětí	99,39 %	99,93 %
Modul vektoru prostorové rychlosti	99,19 %	99,59 %
Difference modulu vektoru prostorového napětí	99,19 %	100 %

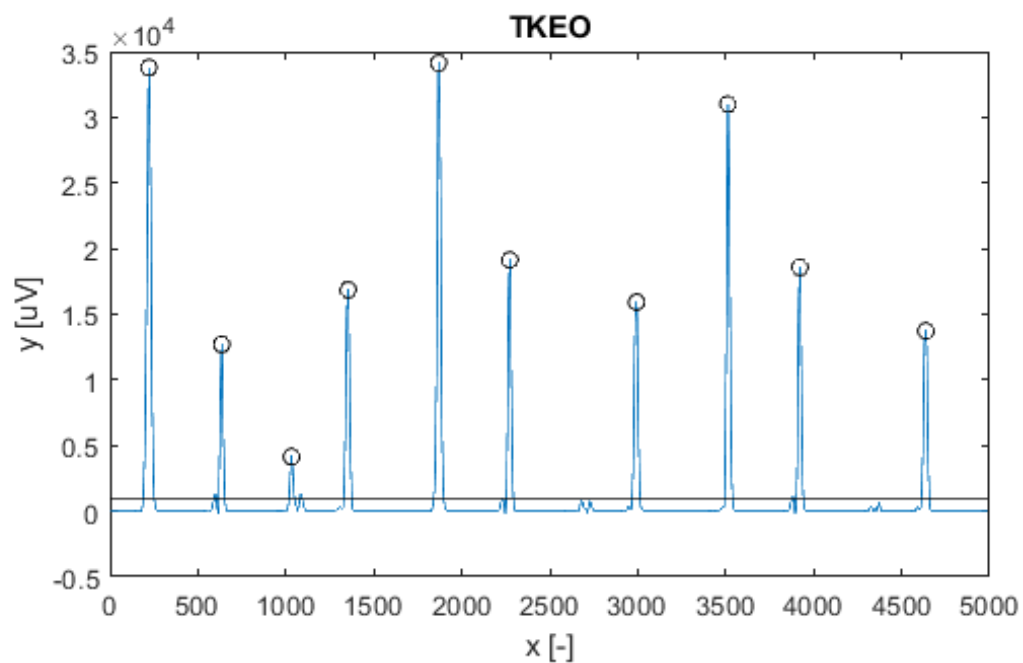
Tab. 4.5: Výsledky detektoru založeného na TKEO po odstranění špatných detekcí na začátku a konci signálu

	S	P+
Modul vektoru prostorového napětí	99,86 %	100 %
Modul vektoru prostorové rychlosti	99,93 %	99,46 %
Diference modulu vektoru prostorového napětí	99,66 %	100 %

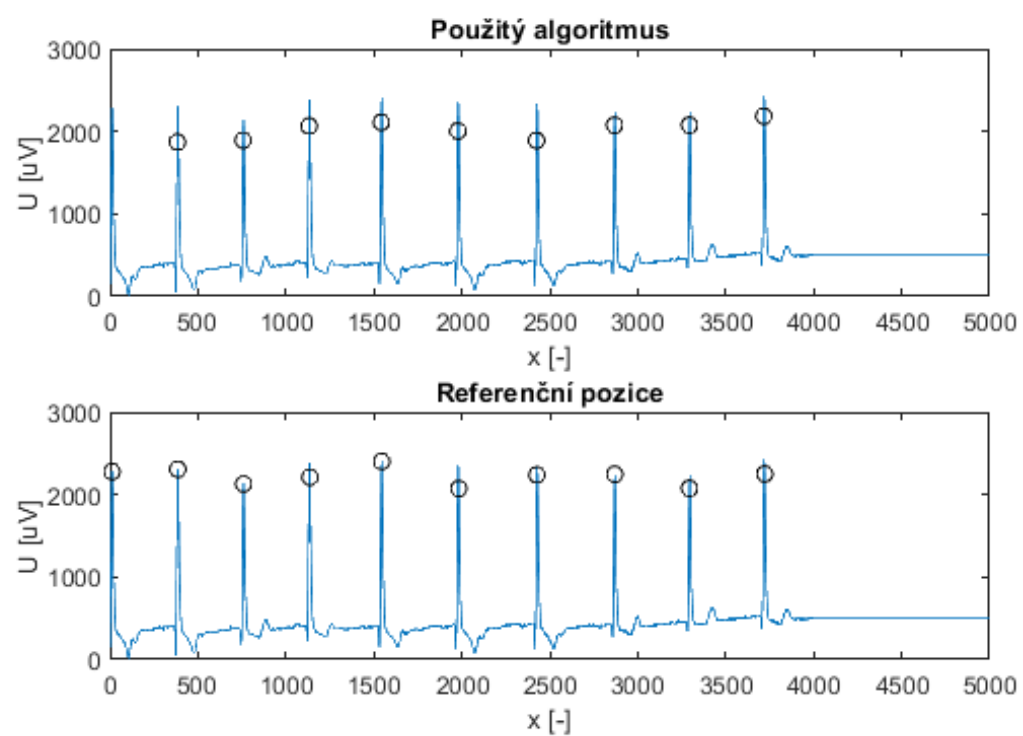


Obr. 4.6: Postup zpracování signálu pomocí výpočtu TKEO

Z obrázku je patrné, že konkrétně u signálu č. 117 dojde k utlumení tří atypických QRS komplexů stejného tvaru. Jeden z těchto komplexů ovšem stále přesahuje prahovou hodnotu, proto je detekován, u zbývajících dvou je útlum tak výrazný, že jejich detekce již není možná.



Obr. 4.7: Detekce pomocí TKEO, signál MO1_117_12



Obr. 4.8: Detekce pomocí TKEO, signál MO1_088_12

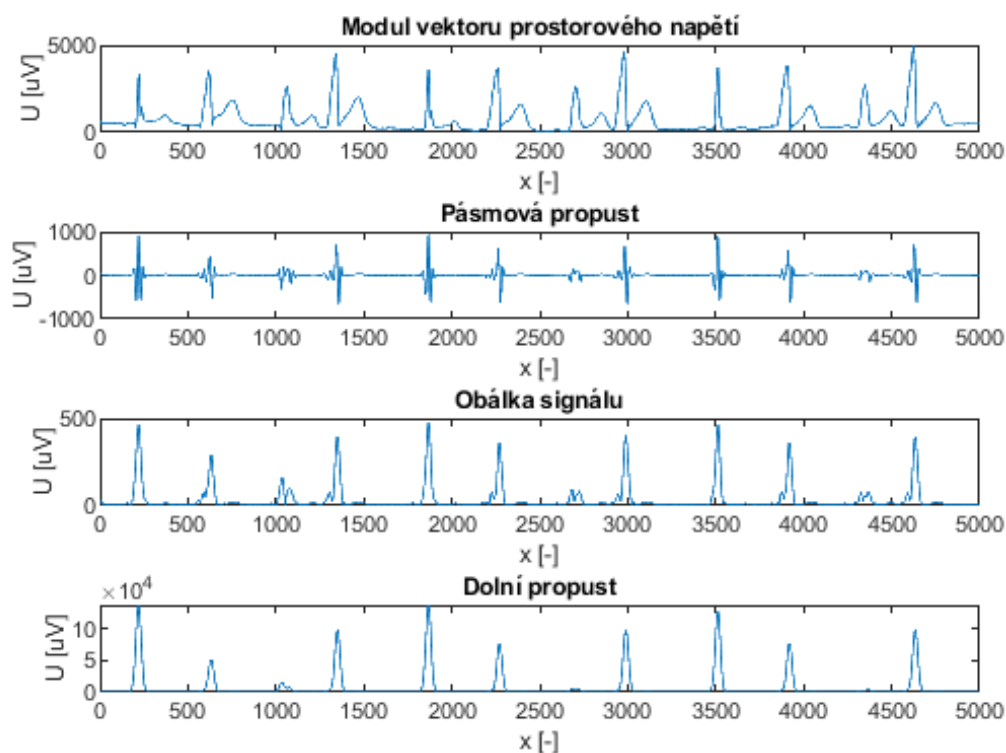


Obr. 4.9: Vývojový diagram detektoru založeného na TKEO

4.4 Metoda vycházející z Hilbertovy transformace

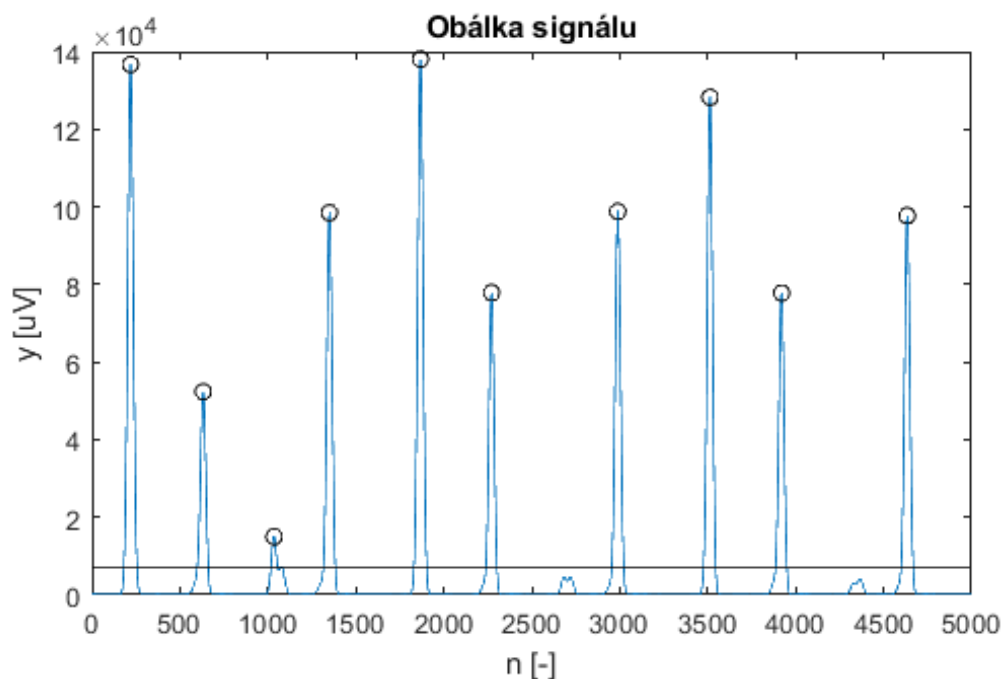
Prvním krokem v tomto algoritmu je opět aplikace filtru typu pásmová propust, jehož výsledkem je úzkopásmový signál podobný amplitudově modulovanému signálu. Na tento filtrovaný signál se následně aplikuje Hilbertova transformace. Ta je realizována vynulováním poloviny spektra signálu. Výsledkem této transformace je vytvoření tzv. analytického signálu. Analytický signál má reálnou a komplexní složku. Jeho modul tvoří obálku signálu. Tato obálka je pro zvýraznění QRS komplexů umocněna na druhou.[1]

Hlavní výhodou této metody je relativně jednoduché provedení a výpočetní nenáročnost algoritmu, ale také vysoká senzitivita a pozitivní prediktivita detekce.



Obr. 4.10: Postup zpracování signálu metodou založenou na Hilbertově transformaci

Na takto zpracovaný signál se poté aplikuje detekční algoritmus. V případě této realizace je práh znovu fixní, určený jako průměr předzpracovaného signálu. V případě difference modulu vektoru prostorového napětí je tento práh ještě upraven na 30 % průměru, v ostatních případech detektor dosahuje nejlepších výsledků při prahu 100 % průměru. [26] Výsledky tohoto detektoru jsou uvedeny v tabulce 4.4.



Obr. 4.11: Detekce QRS komplexů u signálu MO1_117_12

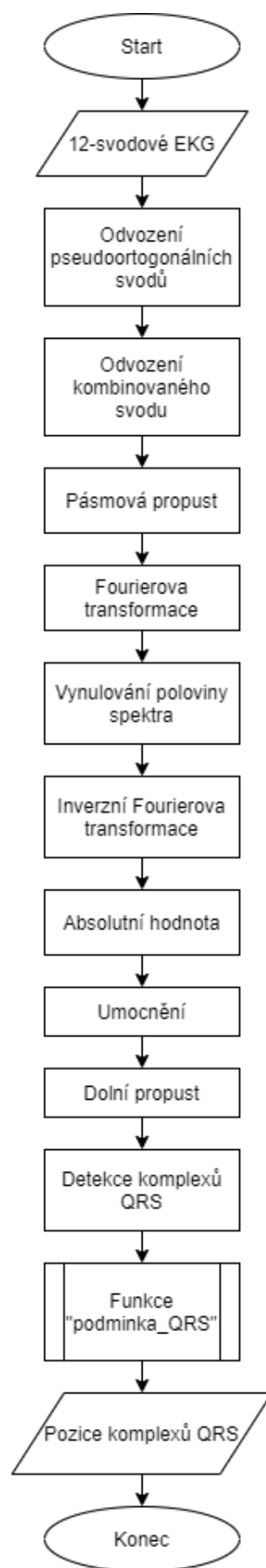
Tab. 4.6: Výsledky detektoru založeného na Hilbertově transformaci

	S	P+
Modul vektoru prostorového napětí	99,46 %	100 %
Modul vektoru prostorové rychlosti	99,46 %	99,59 %
Diference modulu vektoru prostorového napětí	99,12 %	99,05 %

Stejně jako v ostatních aplikovaných algoritmech zde nesouhlasí v několika případech detekce na začátku a konci signálu. Výsledky po odstranění těchto nesouladů jsou uvedeny v následující tabulce.

Tab. 4.7: Výsledky detektoru po odstranění FP a FN na začátku a na konci signálů

	S	P+
Modul vektoru prostorového napětí	99,73 %	100 %
Modul vektoru prostorové rychlosti	99,86 %	99,59 %
Diference modulu vektoru prostorového napětí	99,73 %	99,06 %



Obr. 4.12: Vývojový diagram - Hilbertova transformace

4.5 Metoda vycházející z první derivace

Metoda první derivace signálu využívá základní vlastnosti QRS komplexu, a to jeho velké strmosti. Derivace, u diskrétního signálu difference, zde nahrazuje filtr typu horní propust, který utlumuje nižší frekvence, proto v případě tohoto detektoru není použita při předzpracování signálu pásmová propust. Diferenční rovnice takového filtru může být vyjádřena jako difference dvou po sobě jdoucích vzorků nebo dle vzorců:

$$y(i) = x(i + 1) - x(i - 1) \quad (4.4)$$

$$y(i) = 2x(i + 2) + x(i + 1) - x(i - 1) - 2x(i - 2) \quad (4.5)$$

$$y(i) = x(i) - x(i - 1) \quad (4.6)$$

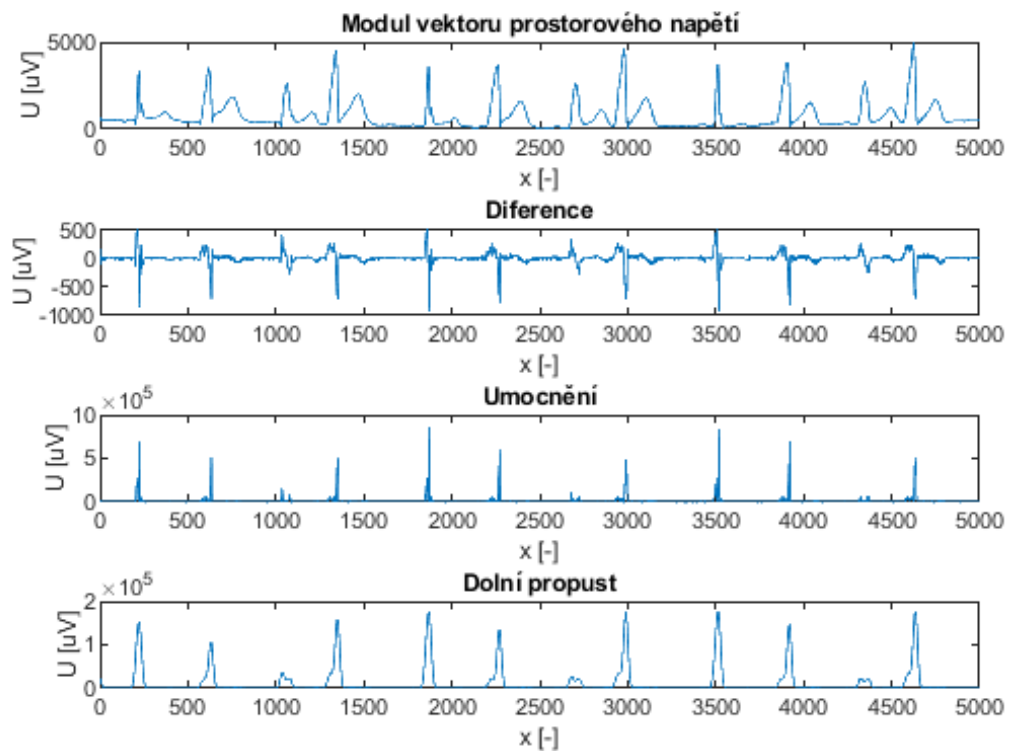
Některé detektory využívají také druhé derivace signálu a výsledný signál je poté lineární kombinací první a druhé derivace signálu.[26][29][20]

$$y(i) = x(i + 1) - 2x(i) + x(i - 2) \quad (4.7)$$

V realizovaném algoritmu je využito pro výpočet difference vzorce 4.4. Po výpočtu se hodnota signálu srovnává s předem určenou prahovou hodnotou, která se opět odvíjí od průměru signálu. Pro modul vektoru prostorového napětí je využito 180 % průměru, pro modul vektoru prostorové rychlosti a pro diferenci modulu vektoru prostorového napětí 100 %. Prahové hodnoty a mezní frekvence filtru typu dolní propust, kterým se signál opět vyhlazuje v posledním kroku zpracování, jsou uvedeny v tab. 4.8. Na detekci opět navazuje funkce *podminka_QRS.m*, která redukuje falešně pozitivní a falešně negativní detekce. Výsledky detekce před odstranění chyb na krajích signálů jsou uvedeny v tab. 4.5.

	f_m DP [Hz]	Práh
Modul vektoru prostorového napětí	20	180 %
Modul vektoru prostorové rychlosti	20	100 %
Diference modulu vektoru prostorového napětí	20	100 %

Tab. 4.8: Mezní frekvence DP a prahové hodnoty (z průměru signálu)



Obr. 4.13: Postup detekce metodou založenou na první derivaci signálu

Z obrázku je patrné, že nedošlo k výraznému útlumu QRS komplexů atypického tvaru jako u předchozích metod, proto jejich detekce bude možná. Detektor v případě tohoto signálu funguje spolehlivě.

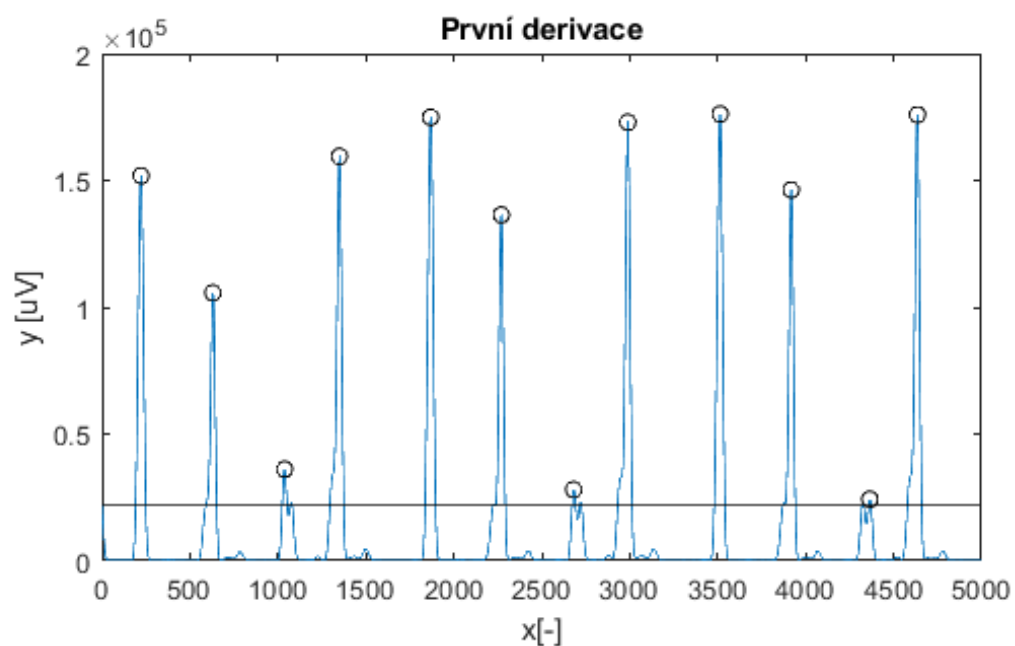
Tab. 4.9: Výsledky detektoru založeného na první derivaci

	S	P+
Modul vektoru prostorového napětí	99,19 %	99,93 %
Modul vektoru prostorové rychlosti	98,37 %	99,45 %
Difference modulu vektoru prostorového napětí	98,57 %	99,25 %

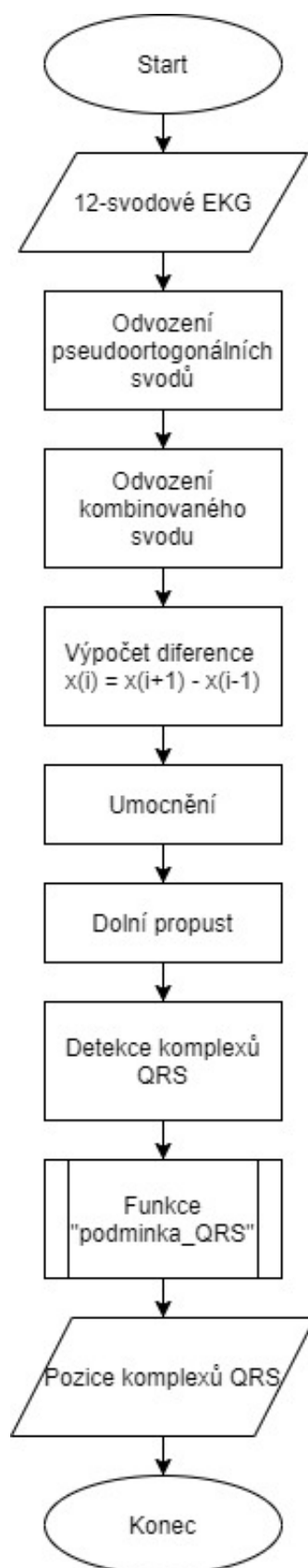
Po odstranění v tomto případě pouze falešně negativních detekcí na začátku a konci signálů je pozitivní prediktivní hodnota vyšší. Výsledky jsou uvedeny v následující tabulce.

Tab. 4.10: Výsledky detektoru založeného na první derivaci

	S	P+
Modul vektoru prostorového napětí	99,86 %	99,93 %
Modul vektoru prostorové rychlosti	99,31 %	99,52 %
Diference modulu vektoru prostorového napětí	99,17%	99,38 %



Obr. 4.14: Detekce QRS komplexů metodou založenou na první derivaci



Obr. 4.15: Vývojový diagram - První derivace signálu

4.6 Testování na hlavních komponentách

Všechny výše popsané metody detekce byly testovány také na svodech, které vznikly z hlavních komponent po provedení PCA. Tato analýza je popsána v kapitole 3.2. Zde již bylo využito pouze modulu vektoru prostorového napětí, protože výsledky zde byly ve všech případech výrazně lepší, než u ostatních metod kombinace.

Pro výpočet PCA z 12-svodového EKG byl použit skript poskytnutý vedoucím práce s názvem *hlavni_komponenty.m*. Výstupem funkce je matice dvanácti vzájemně ortogonálních svodů, které jsou seřazené dle klesajícího rozptylu. Nejprve pro detekci budou využity pouze první tři hlavní komponenty, poté bude testováno, zda se výsledky detekce změní, pokud komponent bude použito více. Výsledky jsou uváděny v tomto případě již po úpravě krajních oblastí signálů.

Tab. 4.11: Výsledky testování na prvních 3 hlavních komponentech

	S	P+
Odhad kvadrátu obálky	99,93 %	100 %
TKEO	100 %	99,93 %
Hilbertova transformace	100%	99,93 %
První derivace	99,80 %	99,80 %

Při testování algoritmů na 5 hlavních komponentech byl modul vektoru prostorového napětí vypočítán jako

$$y(i) = \sqrt{x_1(i)^2 + x_2(i)^2 + x_3(i)^2 + x_4(i)^2 + x_5(i)^2}, \quad (4.8)$$

kde $x_1 - x_5$ jsou jednotlivé hlavní komponenty.

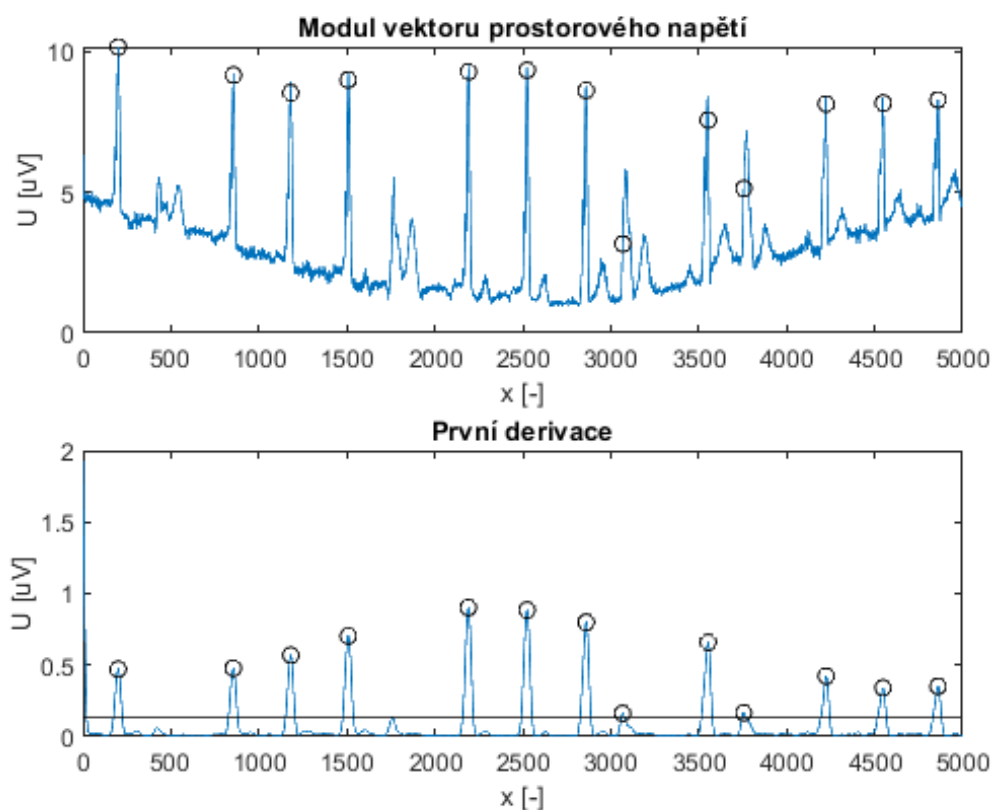
Tab. 4.12: Výsledky testování na prvních 5 hlavních komponentech

	S	P+
Odhad kvadrátu obálky	99,80 %	100 %
TKEO	100 %	100 %
Hilbertova transformace	100%	100 %
První derivace	99,86 %	99,93 %

V tomto případě dva algoritmy ze čtyř dosahují 100 % senzitivity i pozitivní prediktivní hodnoty, detekce tedy byla úspěšná. Ve třech ze čtyř případů se výsledky zlepšily po užití více komponent. U metody založené na odhadu kvadrátu obálky není pozorovatelná žádná změna v detekci oproti 5 hlavním komponentám, ovšem při testování na pouhých 3 hlavních komponentách je senzitivita také rovna 100 %. U

metody založené na první derivaci signálu jsou výsledky stejné, u prvních 3 hlavních komponent je naopak senzitivita i prediktivita nižší. Výsledky jsou tedy obecně lepší než při testování na pseudoortogonálních svodech, z čehož se dá usuzovat, že pro detekci jsou vhodnější ortogonální svody než pseudoortogonální svody.

Na následujícím obrázku je zobrazen signál č. 122, kde se vyskytují dvě falešné negativní detekce. V tomto případě jsou způsobeny velkou prahovou hodnotou. Není zde úspěšná funkce *podminka_QRS.m*, protože RR interval mezi QRS komplexy, které jsou detekované okolo nedetekovaných QRS komplexů, nejsou rovny nebo větší než 1,8 násobek referenčního RR intervalu. Tyto RR intervaly jsou rovny 655 a 683 vzorků a referenční RR interval v tomto případě je 388,4, a tedy jeho 1,8 násobek je roven 699,15. RR interval by tu tedy musel být dlouhý minimálně 700 vzorků, aby funkce vyhodnotila, že je zde vynechaný QRS komplex a snížila v této oblasti prahovou hodnotu.



Obr. 4.16: Nesprávná detekce metodou založenou na první derivaci, signál č. 122, použito 5 hlavních komponent

5 Shrnutí výsledků a porovnání s výsledky jiných autorů

Vyhodnocení výsledků detektorů probíhá na základě senzitivity a pozitivní prediktivní hodnoty. Tyto parametry byly vypočítány pomocí skriptu *CSE_QRS_tester.m*, jehož autorem je Ing. Martin Vítek, Ph.D. Tento skript byl původně navržen pro 12-svodové EKG, proto bylo nutné jej upravit pro testování na pseudoortogonálních svodech.

Senzitivita, jak již bylo uvedeno ve 4. kapitole, vyjadřuje citlivost detekce a udává, s jakou pravděpodobností dojde k zachycení pozitivního nálezu. Vypočítá se dle rovnice

$$S = \frac{TP}{TP + FN}. \quad (5.1)$$

Pozitivní prediktivní hodnota udává pravděpodobnost, se kterou pozitivní výsledek odpovídá skutečně pozitivnímu nálezu. Vypočítá se jako

$$P^+ = \frac{TP}{TP + FP}. \quad (5.2)$$

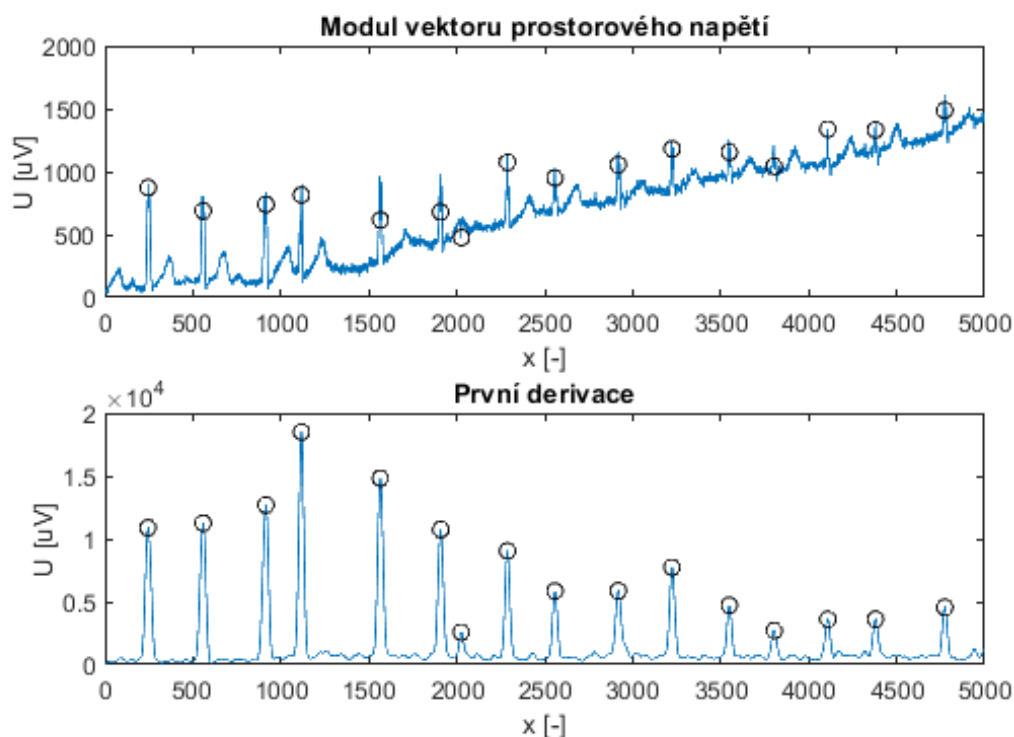
Při hodnocení detekce z falešně negativních detekcí byly odstraněny výsledky, které se nacházely v posledních 20 a prvních 15 vzorcích signálu. Provedeno to bylo z důvodu nepravidelného výskytu těchto detekcí v referenčních pozicích komplexů QRS v souboru *PoziceQRSvCSEv2.mat* a z toho důvodu také majoritně falešně pozitivních detekcí v těchto oblastech. V přílohách práce jsou uvedeny konkrétní počty falešně pozitivních, falešně negativních a pravdivě pozitivních detekcí pro jednotlivé signály pro každou z metod. Vybrané pro toto hodnocení jsou pouze kombinace svodů, které dosáhly nejlepších výsledků. Pro všechny algoritmy nejlepších výsledků bylo dosaženo pomocí modulu vektoru prostorového napětí.

Tab. 5.1: Nejlepší výsledky pro každou z metod za použití pseudoortogonálních svodů

Metoda	S	P^+
Odhad kvadrátu obálky	99,80 %	100 %
TKEO	99,86 %	100 %
Hilbertova tranformace	99,73 %	100 %
První derivace	99,86 %	99,93 %

Při testování algoritmů na pseudoortogonálních svodech bylo nejlepších výsledků dosaženo pomocí detektoru založeného na výpočtu TKEO, kde senzitivita dosahovala 99,86 % a prediktivita 100 %. Jediná falešně negativní detekce se zde vyskytovala v signálu MO1_117_12 a byla způsobena tím, že se v tomto signálu vyskytují

4 různé tvary QRS komplexů, kde jeden z nich je výrazně utlumen oproti ostatním. Na tomto signálu jako jediný neselhal algoritmus založený na první derivaci signálu, protože se zde nepoužívala k předzpracování pásmová propust. Tento detektor také dosahoval dobrých výsledků, ovšem jeho prediktivita není rovna 100 %, v signálu MO1_018_12 se vyskytuje jedna FP detekce. Způsobena je tím, že signál je arytmiický a v daném místě se vyskytuje artefakt, který není odstraněn právě proto, že zde není použita pásmová propust. Jeho senzitivita ovšem dosahuje stejné hodnoty.

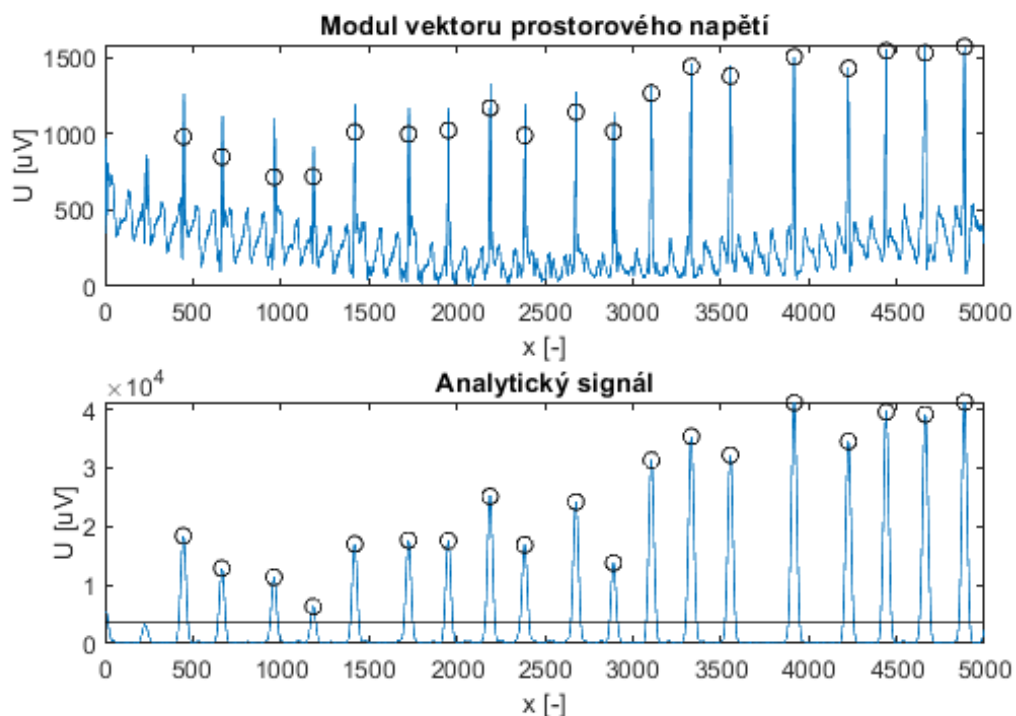


Obr. 5.1: Signál MO1_018_12, metoda založená na první derivaci

Metoda založená na Hilbertově transformaci dosahuje menší senzitivity, konkrétně 99,73 %. Vysytují se zde FN detekce kromě signálu MO1_117_12 také v signálu MO1_111_12, kde první QRS komplex v signálu má výrazně menší výkon než ostatní. Kdyby se vyskytoval jinde v průběhu signálu, pravděpodobně by byl zachycen, neboť se v tomto případě signál nezdá výrazně arytmiický a funkce *podminka_QRS.m* by způsobila snížení prahové hodnoty v případě vynechaného QRS komplexu (obr. 5.2). Stejný problém je u odhadu kvadrátu obálky v případě tohoto signálu.

Při testování algoritmů na ortogonálních svodech vytvořených pomocí analýzy hlavních komponent bylo zjištěno, že pro detekci jsou vhodnější než pseudoortogonální svody. Výsledky se nezměnily pouze u detektoru založeného na první derivaci,

naopak při testování na pouhých třech hlavních komponentách se úspěšnost detekce snížila. Výsledky pro TKEO a Hilbertovu transformaci ovšem testování na prvních pěti hlavních komponentách proběhlo bez jakékoli FP či FN detekce.



Obr. 5.2: Signál MO1_111_12, metoda založená na Hilbertově transformaci

Pokud tyto výsledky porovnáme s výsledky jiných autorů, kteří své algoritmy testovali na databázi CSE (tab. 5), výsledky dosažené v této práci jsou srovnatelné s výsledky Ing. Martina Vítka, Ph.D. [27]

Tab. 5.2: Výsledky detekce QRS komplexů jiných autorů na databázi CSE [19]

Autor	S	P+
Vítek (2010) [27]	99,93 %	100 %
Mehta (2008) [8]	99,93 %	99,46 %
Trahanias (1993)[22]	99,38 %	99,48 %
Mehta (2007)[9]	99,93 %	99,13 %
Mehta (2009)[10]	99,73 %	98,40 %
Šlancar (2015)[19]	99,93 %	99,73 %

Závěr

Tato bakalářská práce se věnuje problematice detekce komplexů QRS v signálech EKG. V první části této práce bylo stručně popsáno jak signál EKG vzniká a jak se měří. Zde jsou uvedeny některé důležité poznatky, které jsou dále využity při psaní práce a je nezbytné jejich pochopení. Dále jsou popsány některé základní metody detekce QRS komplexů, čímž byl splněn první bod zadání. Čtyři z těchto algoritmů byly následně realizovány v prostředí MATLAB, verze 2019b, a otestovány na třech pseudoortogonálních svodech (II , $-0,5 \cdot V_2$ a V_6) vytvořených ze 125 12-svodových záznamů EKG databáze CSE. Z detekce byly vyloučeny pouze signály MO1_067_12 a MO1_070_12, kde se vyskytovaly budící impulzy kardiostimulátoru. V testovacím algoritmu *CSE_QRS_tester.m* bylo nastaveno, aby u těchto signálů byly vymazány veškeré detekce.

K nejlepším výsledkům se dospělo pomocí metody založené na odhadu okamžité energie signálu, kde se k výpočtu využívá Taeger-Kaiserův energetický operátor, konkrétně bylo dosaženo senzitivity 99,86 % a pozitivní prediktivity 100 %, ovšem uspokojivých výsledků bylo dosaženo všemi metodami, které v této práci byly realizovány. Poté testování probíhalo na transformovaných svodech vytvořených pomocí PCA, kde se nejprve použilo pouze prvních tří a poté prvních pěti hlavních komponent. Zde bylo stejnou metodou (TKEO) a dále metodou založenou na Hilbertově transformaci dosaženo senzitivity i pozitivní prediktivity 100 %. Tím byly splněny další tři cíle této práce. Posledním cílem práce bylo shrnutí výsledků a jejich porovnání s jinými autory, kteří své algoritmy testovali na stejných datech. Tento bod je splněn v poslední kapitole této práce.

Z výsledků vyplývá několik závěrů. Nejprve, že pro krátké signály, v tomto případě trvající 10 s, je vhodná fixní prahová hodnota. Byla otestována prahová hodnota odvozená od průměru signálu po zpracování, ovšem vyzkoušen byl také adaptivní práh, který se odvíjel od hodnoty maxima v posledních 2 s signálu, a neukázal se zde jako optimální pro detekci. Dalším závěrem je, že obecně testování na hlavních komponentách bylo úspěšnější, než testování na pseudoortogonálních svodech. Zde lze také poznamenat, že po využití více než tří hlavních komponent byla detekce více úspěšná.

Literatura

- [1] FEDOTOV, Aleksandr Aleksandrovich, Anna S. AKULOVA a Sergey A. AKULOV. *Effective QRS-Detector Based on Hilbert Transform and Adaptive Thresholding. XIV Mediterranean Conference on Medical and Biological Engineering and Computing 2016*. Cham: Springer International Publishing. 2016, 2016-09-17. 140-144. IFMBE Proceedings. DOI: 10.1007/978-3-319-32703-7_29. ISBN 978-3-319-32701-3. Dostupné také z: http://link.springer.com/10.1007/978-3-319-32703-7_29
- [2] HAMPTON, John R. *EKG stručně, jasně, přehledně*. Vyd. 2., rozš. Praha: Grada, 1996. ISBN 80-247-0960-0.
- [3] HANUS, R. *Detekce QRS založená na počítání průchodů nulou*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2012. 54 s. Vedoucí diplomové práce Ing. Martin Vítek, Ph.D..
- [4] IVÁK, Peter, Josef KROUPA, Patrik MAĎA a Josef FONTANA. Srdce. *Funkce buněk a lidského těla: Multimediální skripta* [online]. [cit. 2020-03-25]. Dostupné z: <http://fbt.cz/skripta/x-srdce-a-obeh-krve/>
- [5] KITTNAR, Otomar. *Lékařská fyziologie*. Praha: Grada, 2011. ISBN 978-80-247-3068-4.
- [6] KOZUMPLÍK, Jiří. Analýza biologických signálů. *Detektory komplexů QRS*. Brno, 2019.
- [7] KOZUMPLÍK, J.; RONZHINA, M.; JANOUŠEK, O.; KOLÁŘOVÁ, J.; PROVAZNÍK, I.; NOVÁKOVÁ, M. *QRS Complex Detection in Experimental Orthogonal Electrograms of Isolated Rabbit Hearts. In Computing in Cardiology 2014. Computing in Cardiology. 2014.* p. 1085-1088. ISBN: 978-1-4799-4347- 0. ISSN: 2325-887X- 3.
- [8] MEHTA, S.; LINGAYAT, N. Combined entropy based method for detection of QRS complexes in 12-lead electrocardiogram using SVM. *Computers in biology and medicine*, Vol. 38, No. 1, pp. 138-145, 2008.
- [9] MEHTA, S.; LINGAYAT, N. Development of entropy based algorithm for cardiac beat detection in 12-lead electrocardiogram. *Signal Processing*, Vol. 87, No. 12, pp. 3190-3201, 2007.
- [10] MEHTA, S.; LINGAYAT, N. Identification of QRS complexes in 12-lead electrocardiogram. *Expert Systems with Applications*, Vol. 36, No. 1, pp. 820-828, 2009.

- [11] MERKUNOVÁ, Alena a Miroslav OREL. Anatomie a fyziologie člověka pro humanitní obory. Praha: Grada, 2008. Psyché (Grada). ISBN 978-80-247-1521-6.
- [12] Methods for derivation of orthogonal leads from 12-lead electrocardiogram: A review. Biomedical Signal Processing and Control [online]. 2015, (19), 23-34 [cit. 2020-04-14]. Dostupné z: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1746809415000373?via%3Dihub>
- [13] NAGYOVÁ, L. *Detektor QRS komplexů využívající vlnkovou transformaci*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií. Ústav biomedicínského inženýrství, 2012. 42 s., 12 s. příloh. Bakalářská práce. Vedoucí práce: Ing. Lukáš Smital.
- [14] ROKYTA, Richard. *Fyziologie a patologická fyziologie: pro klinickou praxi*. Praha: Grada Publishing, 2015. ISBN 978-80-247-4867-2.
- [15] ROZMAN, Jiří. *Elektronické přístroje v lékařství*. Vyd. 2., rozš. Praha: Academia, 2006. Česká matice technická (Academia). ISBN 80-200-1308-3.
- [16] SEDLÁŘ, M. *Vektorkardiografie pro dlouhodobé záznamy*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2010. 67 s. Vedoucí diplomové práce Ing. Jana Kolářová, Ph.D.
- [17] SMÍŠEK, Radovan, Lucie MARŠÁNOVÁ, Andrea NĚMCOVÁ, Martin VÍTEK, Jiří KOZUMPLÍK a Marie NOVÁKOVÁ. *CSE database: extended annotations and new recommendations for ECG software testing* [online]. 2017, 55(8), 1473-1482 [cit. 2020-06-01]. DOI: 10.1007/s11517-016-1607-5. ISSN 0140-0118. Dostupné z: <http://link.springer.com/10.1007/s11517-016-1607-5>
- [18] SPIELMANN, Nadine. *Heart rate variability*. In: Humboldt universität zu Berlin [online]. [cit. 12.02.2020]. Dostupné z: <http://edoc.huberlin.de/dissertationen/spielmann-nadine-2004-12-16/HTML/chapter2.html>
- [19] ŠLANCAR, M. *Detekce komplexů QRS ve vícesvodových signálech EKG*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2015. 43 s. Vedoucí bakalářské práce doc. Ing. Jiří Kozumplík, CSc.
- [20] The principles of software QRS detection. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine* [online]. 2002, 21(1), 42 - 57 [cit. 2020-04-10]. DOI: 10.1109/51.993193. ISSN 1937-4186. Dostupné z: <https://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/993193>

- [21] TONHAUSEROVÁ, Zuzana. Metoda hlavních komponent a její aplikace. Olomouc, 2013. Diplomová práce. Univerzita Palackého. Vedoucí práce Mgr. Ondřej Vencálek, Ph.D.
- [22] TRAHANIAS, P. E. An approach to QRS complex detection using mathematical morphology. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 40, No. 2, pp. 201-205, 1993.
- [23] TROJAN, Stanislav. *Lékařská fyziologie*. Vyd. 4., přeprac. a dopl. Praha: Grada, 2003. ISBN 80-247-0512-5.
- [24] TŮMA, Jiří. *Parametrická metoda výpočtu frekvenčních spekter signálů*. 7th International Scientific [online]. 2006 [cit. 2020-04-14]. Dostupné z: <http://docplayer.cz/35821374-Parametricka-metoda-vypoctu-frekvencnich-spekter-signalu.html>
- [25] *Ucebnice-ekg.cz* [online]. [cit. 2020-01-01]. Dostupné z: <http://www.ucebnice-ekg.cz/index.php?option=comcontentview=articleid=36Itemid=117>
- [26] VEVERKA, V. Automatické rozměření vícesvodových EKG signálů. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2017. 85s., 4s příloh Vedoucí práce: Ing. Jakub Hejč.
- [27] VÍTEK, M. *Automatické rozměření signálů EKG*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2010. 129 s. Vedoucí dizertační práce doc. Ing. Jiří Kozumplík, CSc.
- [28] *World Health Organization: The top 10 causes of death* [online]. 2018 [cit. 2020-06-01]. Dostupné z: <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/the-top-10-causes-of-death>
- [29] YEH, Yun-Chi a Wen-June WANG. QRS complexes detection for ECG signal: The Difference Operation Method. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*. 2008, 91(3), 245-254. DOI: 10.1016/j.cmpb.2008.04.006.

Seznam symbolů, veličin a zkratk

SA uzel	sinoatriální uzel
AV uzel	atrioventrikulární uzel
CSE	Common Standards for quantitative Electrocardiography
PCA	Analýza hlavních komponent
f_{vz}	vzorkovací frekvence
FIR	filtr s konečnou impulzní charakteristikou
TKEO	Taegeer-Kaiserův energetický operátor
A	amplituda
ω_r	vzorkovací kmitočet
f_m	mezní frekvence
SVM	support vector machine

Seznam příloh

A	Výsledky detektoru založeného na odhadu kvadrátu obálky	57
B	Výsledky detektoru založeného na výpočtu okamžité energie signálu	58
C	Výsledky detektoru založeného na Hilbertově transformaci	59
D	Výsledky detektoru založeného na první derivaci signálu	60
E	Popis realizovaných funkcí	61

A Výsledky detektoru založeného na odhadu kvadrátu obálky

Modul vektoru prostorového napětí

Signál	FP	FN	TP	Signál	FP	FN	TP	Signál	FP	FN	TP	Signál	FP	FN	TP
1	0	0	11	38	0	0	11	75	0	0	13	112	0	0	13
2	0	0	19	39	0	0	9	76	0	0	13	113	0	0	17
3	0	0	17	40	0	0	12	77	0	0	12	114	0	0	11
4	0	0	12	41	0	0	11	78	0	0	7	115	0	0	20
5	0	0	17	42	0	0	11	79	0	0	9	116	0	0	13
6	0	0	16	43	0	0	10	80	0	0	9	117	0	2	10
7	0	0	16	44	0	0	8	81	0	0	12	118	0	0	11
8	0	0	10	45	0	0	13	82	0	0	9	119	0	0	18
9	0	0	12	46	0	0	12	83	0	0	15	120	0	0	9
10	0	0	7	47	0	0	16	84	0	0	10	121	0	0	10
11	0	0	15	48	0	0	10	85	0	0	12	122	0	0	15
12	0	0	13	49	0	0	11	86	0	0	9	123	0	0	13
13	0	0	12	50	0	0	8	87	0	0	9	124	0	0	12
14	0	0	8	51	0	0	20	88	0	0	10	125	0	0	12
15	0	0	6	52	0	0	15	89	0	0	6				
16	0	0	16	53	0	0	17	90	0	0	8				
17	0	0	10	54	0	0	7	91	0	0	9				
18	0	0	15	55	0	0	9	92	0	0	11				
19	0	0	13	56	0	0	10	93	0	0	9				
20	0	0	22	57	0	0	10	94	0	0	10				
21	0	0	7	58	0	0	15	95	0	0	8				
22	0	0	12	59	0	0	8	96	0	0	9				
23	0	0	8	60	0	0	12	97	0	0	11				
24	0	0	9	61	0	0	13	98	0	0	11				
25	0	0	10	62	0	0	11	99	0	0	10				
26	0	0	13	63	0	0	9	100	0	0	15				
27	0	0	14	64	0	0	11	101	0	0	16				
28	0	0	10	65	0	0	12	102	0	0	16				
29	0	0	10	66	0	0	10	103	0	0	11				
30	0	0	12	67	-	-	-	104	0	0	8				
31	0	0	11	68	0	0	16	105	0	0	14				
32	0	0	14	69	0	0	13	106	0	0	10				
33	0	0	9	70	-	-	-	107	0	0	15				
34	0	0	12	71	0	0	14	108	0	0	16				
35	0	0	11	72	0	0	11	109	0	0	15				
36	0	0	12	73	0	0	13	110	0	0	15				
37	0	0	13	74	0	0	10	111	0	1	19				

B Výsledky detektoru založeného na výpočtu okamžité energie signálu

Modul vektoru prostorového napětí

Signál	FP	FN	TP	Signál	FP	FN	TP	Signál	FP	FN	TP	Signál	FP	FN	TP
1	0	0	11	38	0	0	11	75	0	0	13	112	0	0	13
2	0	0	19	39	0	0	9	76	0	0	13	113	0	0	17
3	0	0	17	40	0	0	12	77	0	0	12	114	0	0	11
4	0	0	12	41	0	0	11	78	0	0	7	115	0	0	20
5	0	0	17	42	0	0	11	79	0	0	9	116	0	0	13
6	0	0	16	43	0	0	10	80	0	0	9	117	0	2	10
7	0	0	16	44	0	0	8	81	0	0	12	118	0	0	11
8	0	0	10	45	0	0	13	82	0	0	9	119	0	0	18
9	0	0	12	46	0	0	12	83	0	0	15	120	0	0	9
10	0	0	7	47	0	0	16	84	0	0	10	121	0	0	10
11	0	0	15	48	0	0	10	85	0	0	12	122	0	0	15
12	0	0	13	49	0	0	11	86	0	0	9	123	0	0	13
13	0	0	12	50	0	0	8	87	0	0	9	124	0	0	11
14	0	0	8	51	0	0	20	88	0	0	9	125	0	0	12
15	0	0	6	52	0	0	15	89	0	0	6				
16	0	0	16	53	0	0	17	90	0	0	8				
17	0	0	10	54	0	0	7	91	0	0	9				
18	0	0	15	55	0	0	9	92	0	0	11				
19	0	0	13	56	0	0	10	93	0	0	9				
20	0	0	22	57	0	0	10	94	0	0	10				
21	0	0	7	58	0	0	15	95	0	0	8				
22	0	0	12	59	0	0	8	96	0	0	9				
23	0	0	8	60	0	0	12	97	0	0	10				
24	0	0	9	61	0	0	13	98	0	0	11				
25	0	0	10	62	0	0	11	99	0	0	10				
26	0	0	13	63	0	0	9	100	0	0	15				
27	0	0	14	64	0	0	11	101	0	0	16				
28	0	0	10	65	0	0	12	102	0	0	16				
29	0	0	10	66	0	0	10	103	0	0	11				
30	0	0	12	67	-	-	-	104	0	0	8				
31	0	0	11	68	0	0	13	105	0	0	14				
32	0	0	14	69	0	0	13	106	0	0	10				
33	0	0	9	70	-	-	-	107	0	0	14				
34	0	0	12	71	0	0	14	108	0	0	16				
35	0	0	11	72	0	0	11	109	0	0	15				
36	0	0	12	73	0	0	13	110	0	0	15				
37	0	0	13	74	0	0	10	111	0	0	20				

C Výsledky detektoru založeného na Hilbertově transformaci

Modul vektoru prostorového napětí

Signál	FP	FN	TP	Signál	FP	FN	TP	Signál	FP	FN	TP	Signál	FP	FN	TP
1	0	0	11	38	0	0	11	75	0	0	13	112	0	0	13
2	0	0	19	39	0	0	9	76	0	0	13	113	0	0	17
3	0	0	17	40	0	0	12	77	0	0	12	114	0	0	11
4	0	0	12	41	0	0	11	78	0	0	7	115	0	0	20
5	0	0	17	42	0	0	11	79	0	0	9	116	0	0	13
6	0	0	16	43	0	0	10	80	0	0	9	117	0	2	10
7	0	0	16	44	0	0	8	81	0	0	12	118	0	0	11
8	0	0	10	45	0	0	13	82	0	0	9	119	0	0	18
9	0	0	12	46	0	0	12	83	0	0	15	120	0	0	9
10	0	0	7	47	0	0	16	84	0	0	10	121	0	0	10
11	0	0	15	48	0	0	10	85	0	0	12	122	0	0	15
12	0	0	13	49	0	0	11	86	0	0	9	123	0	0	13
13	0	0	12	50	0	0	8	87	0	0	9	124	0	0	12
14	0	0	8	51	0	0	20	88	0	0	10	125	0	0	12
15	0	0	6	52	0	0	15	89	0	0	6				
16	0	0	16	53	0	0	17	90	0	0	8				
17	0	0	10	54	0	0	7	91	0	0	9				
18	0	0	15	55	0	0	9	92	0	0	11				
19	0	0	13	56	0	0	10	93	0	0	9				
20	0	0	22	57	0	0	10	94	0	0	10				
21	0	0	7	58	0	0	15	95	0	0	8				
22	0	0	12	59	0	0	8	96	0	0	9				
23	0	0	8	60	0	0	12	97	0	0	11				
24	0	0	9	61	0	0	13	98	0	0	11				
25	0	0	10	62	0	0	11	99	0	0	10				
26	0	0	13	63	0	0	9	100	0	0	15				
27	0	0	14	64	0	0	11	101	0	0	16				
28	0	0	10	65	0	0	12	102	0	0	16				
29	0	0	10	66	0	0	10	103	0	0	11				
30	0	0	12	67	-	-	-	104	0	0	8				
31	0	0	11	68	0	0	16	105	0	0	14				
32	0	0	14	69	0	0	13	106	0	0	10				
33	0	0	9	70	-	-	-	107	0	0	15				
34	0	0	12	71	0	0	14	108	0	0	16				
35	0	0	11	72	0	0	11	109	0	0	15				
36	0	0	12	73	0	0	13	110	0	0	15				
37	0	0	13	74	0	0	10	111	0	1	19				

D Výsledky detektoru založeného na první derivaci signálu

Modul vektoru prostorového napětí

Signál	FP	FN	TP	Signál	FP	FN	TP	Signál	FP	FN	TP	Signál	FP	FN	TP
1	0	0	11	38	0	0	11	75	0	0	13	112	0	0	13
2	0	0	19	39	0	0	9	76	0	0	13	113	0	0	17
3	0	0	17	40	0	0	12	77	0	0	12	114	0	0	11
4	0	0	12	41	0	0	11	78	0	0	7	115	0	0	20
5	0	0	17	42	0	0	11	79	0	0	9	116	0	0	13
6	0	0	16	43	0	0	10	80	0	0	9	117	0	2	10
7	0	0	16	44	0	0	8	81	0	0	12	118	0	0	11
8	0	0	10	45	0	0	13	82	0	0	9	119	0	0	18
9	0	0	12	46	0	0	12	83	0	0	15	120	0	0	9
10	0	0	7	47	0	0	16	84	0	0	10	121	0	0	10
11	0	0	15	48	0	0	10	85	0	0	12	122	0	0	15
12	0	0	13	49	0	0	11	86	0	0	9	123	0	0	13
13	0	0	12	50	0	0	8	87	0	0	9	124	0	0	12
14	0	0	8	51	0	0	20	88	0	0	10	125	0	0	12
15	0	0	6	52	0	0	15	89	0	0	6				
16	0	0	16	53	0	0	17	90	0	0	8				
17	0	0	10	54	0	0	7	91	0	0	9				
18	0	0	15	55	0	0	9	92	0	0	11				
19	0	0	13	56	0	0	10	93	0	0	9				
20	0	0	22	57	0	0	10	94	0	0	10				
21	0	0	7	58	0	0	15	95	0	0	8				
22	0	0	12	59	0	0	8	96	0	0	9				
23	0	0	8	60	0	0	12	97	0	0	11				
24	0	0	9	61	0	0	13	98	0	0	11				
25	0	0	10	62	0	0	11	99	0	0	10				
26	0	0	13	63	0	0	9	100	0	0	15				
27	0	0	14	64	0	0	11	101	0	0	16				
28	0	0	10	65	0	0	12	102	0	0	16				
29	0	0	10	66	0	0	10	103	0	0	11				
30	0	0	12	67	-	-	-	104	0	0	8				
31	0	0	11	68	0	0	16	105	0	0	14				
32	0	0	14	69	0	0	13	106	0	0	10				
33	0	0	9	70	-	-	-	107	0	0	15				
34	0	0	12	71	0	0	14	108	0	0	16				
35	0	0	11	72	0	0	11	109	0	0	15				
36	0	0	12	73	0	0	13	110	0	0	15				
37	0	0	13	74	0	0	10	111	0	1	19				

E Popis realizovaných funkcí

K této práci jsou k dispozici 4 hlavní skripty a několik funkcí sloužících k detekci. Názvy hlavních funkcí jsou:

- *TKEO.m* - Detektor založený na odhadu okamžité energie signálu.
- *Analyticky.m* - Detektor založený na Hilbertově transformaci.
- *Obalka.m* - Detektor založený na odhadu kvadrátu obálky.
- *Derivace.m* - Detektor založený na první derivaci signálu.

Tyto skripty jsou realizovány jako funkce, které jsou spustitelné pouze pokud je k dispozici knihovna CSE, ke které je nutné nastavit cestu. Tato databáze není součástí příloh. Funkce je možné spustit i pro jednotlivé signály, a to po zakomentování prvního řádku s názvem funkce a odkomentování řádku sloužícího k načtení konkrétního signálu.

Vstupy jsou u všech algoritmů stejné. Vyskytují se zde 2 další vstupní parametry kromě signálu *x*. Prvním parametrem označeným *method* je volba svodů, ze kterých bude další detekce probíhat. Jsou zde 3 možnosti k výběru:

- 1 - Použití tří pseudoortogonálních svodů
- 2 - Použití prvních tří hlavních komponent
- 3 - Použití prvních pěti hlavních komponent

Dalším parametrem *c* je možné si zvolit metodu předzpracování:

- 1 - Modul vektoru prostorového napětí pro 3 svody
- 2 - Modul vektoru prostorového napětí pro 3 svody
- 3 - Diference modulu vektoru prostorového napětí pro 3 svody
- 5 - Modul vektoru prostorového napětí pro 5 svodů

K dispozici jsou dále pomocné funkce, jejichž názvy jsou:

- *Podminka_QRS.m* - Funkce sloužící k ověření správnosti detekce.
- *Burger.m* - Funkce sloužící k výpočtu Burgerova spektra.
- *hlavni_komponenty.m* - Funkce sloužící k výpočtu hlavních komponent.
- *CSE_QRS_tester.m* - Funkce sloužící k testování úspěšnosti detekce. Tato funkce byla po domluvě s vedoucím práce převzata od Ing. Martina Vítka, PhD.

V těchto funkcích není nutné nic upravovat, jsou pouze volány z hlavních skriptů, které jsou popsány výše. Dále jsou k dispozici soubory obsahující anotace k databázi CSE. Nazývají se:

- *TESTRO1.dat* - Soubor obsahující anotace k vybraným cyklům z jednotlivých signálů. Je využit při výpočtu Burgerova spektra.
- *poziceQRSvCSEv2.mat* - Soubor s referenčními pozicemi QRS komplexů, ke kterému se vztahuje hodnocení úspěšnosti detekce.